

特表平7-508831

第6部門第1区分

(43)公表日 平成7年(1995)9月28日

(51)Int.Cl.⁸

識別記号

庁内整理番号

F I

G 0 1 N 33/543

5 9 3

7055-2 J

C 1 2 M 1/00

A 7417-4 B

C 1 2 Q 1/68

A 9453-4 B

G 0 1 N 21/27

Z 7172-2 J

9281-4 B

C 1 2 N 15/00

A

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 19 頁) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願平5-519396
 (86)(22)出願日 平成5年(1993)4月23日
 (85)翻訳文提出日 平成6年(1994)10月24日
 (86)国際出願番号 PCT/US93/03829
 (87)国際公開番号 WO93/22678
 (87)国際公開日 平成5年(1993)11月11日
 (31)優先権主張番号 872, 582
 (32)優先日 1992年4月23日
 (33)優先権主張国 米国 (US)
 (81)指定国 EP(AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, M C, NL, PT, SE), CA, JP

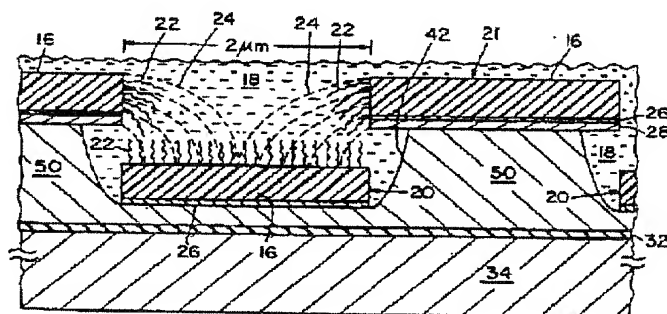
(71)出願人 マサチューセッツ・インスティテュート・オブ・テクノロジー
 アメリカ合衆国, マサチューセッツ州
 02139, ケンブリッジ, マサチューセツ・アベニュー 77
 (71)出願人 ベイラー・カレッジ・オブ・メディスン
 アメリカ合衆国, テキサス州 77030, ヒューストン, ベイラー・プラザ 1
 (74)代理人 弁理士 杉本 修司 (外1名)

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 分子検出のための光学的および電気的方法ならびに装置

(57)【要約】

試料物質が供給される基板上に形成されたテスト部位のモノリシックアレーを用いて、試料物質中の分子構造を特定するための方法および装置を明らかにする。各テスト部位はその中に、予め決められた一つまたは複数のターゲット分子構造に結合するプローブを形成される。テスト部位に信号が加えられ、テスト部位について特定の電気的、機械的および/または光学的特性が検出され、どのプローブが関連するターゲット分子構造に結合したかが決定される。



請求の範囲

1. 下記の工程を具備する分子構造を特定化する方法：
 - a) テスト部位のアレーを形成し、各部位は特定の分子構造との結合の可能なプローブをその中に形成され、各テスト部位でのプローブが他のテスト部位のプローブとは異なり；
 - b) テスト部位に試料物質を供給し；
 - c) テスト信号をテスト部位に送り；および
 - d) 送られた信号から生じるテスト部位の特性を検出することにより、何れのプローブが試料物質の分子構造に結合したかを判定して、多数の分子構造を識別する。
2. 請求項1の方法において、テスト信号が電磁信号であり、且つ上記アレーを下記の工程で形成する：
 - a) 基板の上の第1の層を形成し；
 - b) 第1層の上に第2の層を形成し；
 - c) 第1層の一部を露出する為に第2層中に第1層への開口を形成し；および
 - d) 開口の中に1対の電極を形成して、この電極に上記テスト信号を送る。
3. 請求項2の方法において、上記1対の電極を形成する際に、開口が形成された後に第2層上にメタライジングを施し；上記のメタライジングは、開口間の第2層の表面上に上部電極を、第1層の露出した部分に下部電極を形成する。
4. 請求項3の方法において、基板はシリコンを使用し、第1及び第2層はシリコンを主成分とする誘電体を使用する。
5. 請求項4の方法において、第1及び第2層は夫々SiO₂及びSi₃N₄であり、且つメタライジングはAl、Ti、Pt、W、Ta、及びそれらのケイ化物又はAuを用いる。
6. 請求項1の方法において、上記検出の工程は、テスト部位の誘

、上記多数の電極フィンガの第2のものは、上記第1フィンガの上の基板上に配置されている。

16. 請求項11の装置において、上記プローブが、細胞プローブ、抗体プローブ又はペプチドプローブを含む器からの分子プローブを含む。
17. 試料物質中の分子構造の存在を断定する為の下記の要件を具備する装置：
 - a) 試料物質を受け入れる為の基板上に形成されたテスト部位アレー；
 - b) 分子構造に結合する為のテスト部位に形成されたプローブ；及び
 - c) 多数の検出器を持つ検出器アレーを備え、各検出器は該当のテスト部位に隣接して配置され、しかも放射は上記テスト部位を遍って伝播し、且つ結合されたプローブを持つ部位ではプローブの結合されていないテスト部位とは異なった度合いで吸収され、さらに、この吸収度合いの差異は上記検出器により感知されて試料物質内の分子構造の存在を特定する為の信号を発信するために使用されている。
18. 請求項17の装置において、上記テスト部位アレーは、検出器アレーとは切り離すことの出来る使い捨ての可能なプレートを取って形成されている。
19. 請求項17の装置において、テスト部位アレーが、検出器アレーと一体的に形成されることにより、一体的な構造を形成する。
20. 請求項18の装置において、使い捨てプレートは石英、ガラス、プラスチック、AlO₃又はポリイミドにより形成されている。
21. 請求項11の装置において、各テスト部位に於ける電極が、伝送ラインにより互いに接合されている。

電体的特性を検出することを含む。

7. 請求項1の方法において、電気信号を送る工程は、パルス化された又は周波数の変化する信号を送ることを含む。
8. 請求項1の方法において、各テスト部位は、電気信号の周波数域内で共振性を持つ共振構造を用いて形成される。
9. 請求項8の方法において、上記検出工程は、Qに於ける変化又は共振構造の共振周波数の変化の検出を含む。
10. 請求項1の方法において、上記試料物質は溶液又はゲルの中に在る。
11. 試料物質の中の分子構造を特定化する為の下記の要件を具備する装置：
 - a) 試料物質を受け入れる為の基板上に形成されたテスト部位、しかも各テスト部位はその中行及び列電極を形成されており、且つ各部位に於いてそれぞれの電極に延びる行及び列リードを持つ構造である；
 - b) 分子構造に結合する為の上記テスト部位に形成されたプローブ；
 - c) テスト部位の電極に電子信号を送る為の回路；及び
 - d) 何れのプローブが試料物質の分子構造に結合したかを断定する為に、テスト部位の電気的性質を検出する回路。
12. 請求項11の装置において、テスト部位の下に形成された抵抗のアレーを含む。
13. 請求項11の装置において、上記電極は、ベースから延びる多数の導電性フィンガを含む。
14. 請求項13の装置において、上記フィンガの間の間隔は約80ミクロン未満である。
15. 請求項14の装置において、上記多数の電極フィンガの第1のものは、上記基板の中に形成された多数の凹部の下部に配置され

22. 試料物質の中に分子構造の存在することを決定する為の下記の要件を具備する回路：

- a) 基板；
- b) 上記基板に形成されている多数のテスト部位；
- c) テスト部位の各々の中に形成されている電極；
- d) 電極の各々に延びるリード；及び
- e) 該当のテスト部位に形成されるプローブを備え、各テスト部位の上記プローブが構造的に同じであり、且つ異なるテスト部位のプローブは該当の予め定められた分子構造との結合の為に異なる構造である。
23. 請求項11の装置において、更に、上記電極の一つにトランジスタスイッチを介して接合されるアドレスリードを含む。
24. 請求項17の装置において、放射が、テスト部位に於ける、放射性、蛍光性又は化学発光性の標識により生成されている。
25. 請求項17の装置において、放射が、テスト部位の光子放射により助起された2次放射により生成されている。
26. 請求項17の装置において、放射が赤外放射であり、且つ検出器は熱エネルギーを感知するものである。
27. 必要な場所に分子プローブを合成する為の下記の要件を具備する装置：
 - a) 合成されるべき分子を含むテスト部位のアレー；
 - b) 選ばれた部位に光を照射して、その選ばれた部位に於いて分子の合成を誘発させる光源。
28. 請求項27の装置において、上記光が可視被長域に在り、且つ光化学合成を生じさせるものである。
29. 請求項27の装置において、上記光源が、テスト部位毎に産生されて局所的な合成を誘発するさせるレーザである。
30. 請求項27の装置において、上記光源が、選ばれたテスト部位

- の局所的な加熱を誘発することにより、分子の熱合成を行わせるものである。
- 3 1. 請求項 2 7 の装置において、上記分子がオリゴヌクレオチド鎖を持つ。
- 3 2. 必要な場所で分子プローブを合成する為の下記の要件を具備する装置：
- a) 反応すべき前駆体分子を含むテスト部位のアレー；
 - b) テスト部位アレーに隣接する部位に配置され、且つ各抵抗を該当のテスト部位の近傍に持つ抵抗のアレー；および
 - c) 各テスト部位に於いて、分子を合成する為の熱反応を誘発させるために、各抵抗を加熱する電源に各抵抗を接続する接続手段。
- 3 3. 請求項 1 の装置において、上記テスト部位アレー及び電極アレーが一体化された構造として形成されている。
- 3 4. 必要な場所に分子構造を合成する為の下記の要件を具備する装置：
- a) 反応すべき前駆体分子を含むテスト部位のアレーを有し；
 - b) 各テスト部位は、該当のテスト部位に於いて分子を合成する反応を誘発する為の電源に接続された電極を含む。
- 3 5. 請求項 1 の装置において、アレー及び電極は、一体化された構造として形成されている。
- 3 6. 物質中の分子構造の存在を決定する為の下記の要件を具備する装置：
- a) 上記物質の供給源；
 - b) 各種の分子と特定の形で結合する既知の分子を含む溶液の多数の供給源；
 - c) 上記溶液の各々を上記物質とを選択的に混合する混合手段；および
 - d) 物質の中での既知の分子と分子構造との間の結合が、混合された溶液内で出現するのを検出する検出器。
- 3 7. 請求項 3 5 の装置において、検出器が光学的特性の変化を観察することにより結合を検出するものである。
- 3 8. 請求項 3 6 の装置において、検出器が電気的特性の変化を観察することにより結合を検出するものである。
- 3 9. 請求項 3 5 の装置において、多数の供給源が該当の毛細管に含まれ、しかも各毛細管は該当の供給源を上記物質の流れに接続するバルブを持つ。
- 4 0. 請求項 3 9 の装置において、上記毛細管およびバルブはシリコン中に形成され、且つ 1 から 10 ミクロンの範囲の直径を持つ。
- 4 1. 分子構造を合成する為の下記の要件を具備する装置：
- a) テスト部位のアレー；
 - b) テスト部位の近傍に配置された化学反応体の供給源；
 - c) 該当のテスト部位に付随する電極；および
 - d) 上記化学物質を該当のテスト部位に吸引する為に、電圧を該当の電極に印加する手段。
- 4 2. 合成されたプローブとターゲット分子との間のハイブリッド化を増やす為の下記の要件を具備する装置：
- a) 多数の上記プローブを含むテスト部位のアレー；
 - b) 上記部位に付随する電極；
 - c) 上記部位に与えられたターゲット分子の供給源；および
 - d) 上記ターゲット分子を上記プローブに吸引する為に、該当の電極に電圧を印加する電圧源。
- 4 3. 請求項 1 1 の装置において、テスト部位が、基板の中に形成された凹部を含む。
- 4 4. 請求項 4 3 の装置において、凹部が、肌理を持つ表面を以って形成されている。
- 4 5. 請求項 4 4 の装置において、肌理を持つ表面が、波形である。
- 4 6. 請求項 4 5 の装置において、電極の表面も波形である。
- 4 7. 請求項 1 5 の装置において、下部に於ける電極フィンガと上部に於ける電極フィンガとの間の間隔は、ターゲット DNA 分子の溶液中の直径のオーダー（order）である。
- 4 8. 請求項 6 の方法において、誘電体特性が誘電率である。
- 4 9. 請求項 3 7 の方法において、電気的特性が誘電率である。
- 5 0. 請求項 1 の方法において、試料物質が固体である。
- 5 1. 請求項 8 の装置において、共振構造は伝送ラインであり、且つライン上を伝播する信号の位相又は振幅に於ける変化が検出されるように構成されている。
- 5 2. 試料物質の中の分子構造の存在を決定する為の下記の工程を具備する方法：
- a) 特定の分子構造に結合するプローブが形成されているテスト部位のアレーを形成し；
 - b) 試料物質をテスト部位に供給し；
 - c) テスト部位を通過する放射を免し；および
 - d) プローブに結合する分子構造の存在を決定する為に、該当のテスト部位により吸収される放射の差異を検出する。
- 5 3. 請求項 5 2 の方法において、上記差異が、電荷結合素子（CCD）によって形成された検出器のアレーにより検出される。
- 5 4. 請求項 5 3 の方法において、検出器のアレーが、テスト部位のアレーと一体的に形成される。
- 5 5. 請求項 5 3 の方法において、検出器のアレーは、テスト部位のアレーから切り離して形成される。
- 5 6. 請求項 5 5 の方法において、上記検出器のアレーが上記テスト部位のアレーと整合し、且つ放射がテスト部位を通過して検出器アレーに向かう。
- 5 7. 請求項 5 6 の方法において、放射が、光子、又は放射性的な粒子の放射である。
- 5 8. 請求項 5 2 の方法において、放射が、テスト部位の中で、放射性、化学的、熱的、化学発光性又は蛍光性反応により生成される。
- 5 9. 請求項 5 2 の方法において、検出器は、結合反応が生じる際の熱エネルギーを検出する。
- 6 0. 請求項 1 8 の装置において、テスト部位が、プレートに形成された凹部の中に形成された電極を含む。
- 6 1. 請求項 6 0 の装置において、上記凹部の表面が肌理を持つ。
- 6 2. 請求項 6 1 の装置において、肌理が波形を持つ。
- 6 3. 請求項 6 0 の装置において、電極の表面が肌理を持つ。
- 6 4. 請求項 6 3 の装置において、肌理が波形である。
- 6 5. 基板の中に形成されたテスト部位へのプローブの取り付けの為の下記の工程を具備する方法：
- a) 基板の中にテスト部位を形成し；
 - b) 上記プローブを接着する為の接着材料を上記テスト部位に形成し；および
 - c) 上記プローブを上記接着材料に接触させる。
- 6 6. 請求項 6 5 の方法において、不活性化層が接着材料を覆い、且つ不活性化層の一部が選択的に除去されることにより、プローブと接着材料との間の接触を選ばれた部位に起こす。
- 6 7. 請求項 6 6 の方法において、選択的に除去される部分がレーザー照射により除去される。
- 6 8. 基板の中に形成されたテスト部位にプローブを付着する為の下記の工程を具備する方法：
- a) 基板の中にテスト部位を形成し；
 - b) プローブをテスト部位に付着させることの出来る接着材料をテスト部位に形成し；

- c) 検着材料の上に保護コーティングを形成し;
- d) 選ばれた部位に於ける保護コーティングを除去する反応を、選ばれた部位に於いて起こさせながら、保護除去剤をコーティングに接触させ; および
- e) 保護を除去された部位にプローブを接触せしめて、プローブを検着材料に検着する。
69. 請求項68の方法において、プローブが予め合成され且つテスト部位が凹部から成り、検着材料はエポキシであり、保護コーティングはエポキシを加水分解することにより形成され、保護除去剤はアセタートのアルコール溶液であり、且つ反応は予め選ばれた部位に於いて部位を加熱することにより起きる。
70. 請求項68の方法において、反応は、選ばれたテスト部位を加熱する為にテスト部位に隣接して形成される抵抗に選択的に通電することにより、起きる。
71. 請求項70の方法において、選ばれないテスト部位は、所望の反応温度以上の温度に維持される。
72. 請求項68の方法において、上記反応が、選ばれた部位を光を用いて照射することにより起きる。
73. 請求項72の方法において、上記光線が可視光線又は紫外線であり、且つ光化学反応が起きる。
74. 請求項72の方法において、上記光線が、テスト部位毎に走査されて反応を引き起こすレーザから発している。
75. 請求項72の方法において、上記光線が、テスト部位の局所的な加熱を誘発することにより反応を引き起こす。
76. 請求項72の方法において、上記光線は、選ばれた部位に光を投射する光弁により生成される。
77. 請求項72の方法において、光源が、選ばれた部位へ光を投射する光弁である。

らない。更に妊婦は、胎児の遺伝学的な突然変異を防止するための措置を積極的に施されねばならない。

従来の放射性検出方式は、時間的かつ空間的に感度を制限されている。現在放射性標識の使用時の空間的分解能は1mmである。分解能を1mm以下に引き下げるには、ハード及びソフトウエアが追加的に必要となる。

オートラジオグラフィックフィルムを用いる検出の感度は、放射性標識を持つ断片がフィルムを感光させる時間の長さに関係する。従ってフィルムの感光時間は、検出テスト部位内の放射能レベルによって時間単位から日数単位にまたがることがある。βスキナナは、ラジオグラフィック中のフィルム感光に必要な時間を大幅に短縮することが出来る。しかし、βスキナナの使用は、このタイプの検出のためのコストを著しく引き上げるし、本質的に空間的分解能は低い。

蛍光標識を持つレセプターの光学検出も、分子結合の検出に使用されてきた。DNA塩基配列分析のために簡単には、塩基用の特殊な蛍光染料が、オリゴヌクレオチドプライマ (oligonucleotide primers) 又はDNA重合酵素に伴って用いられる読み終りジデオキシヌクレオチド (dideoxynucleotides) に共有結合される。各染料に対する適切な吸収波長が選ばれて、染色を助起する為に使用される。染料の吸収スペクトルが互いに接近している時には、全ての染料を助起する為の特定の波長が選ばれる。

特定の光学検出技法においては、二重鎖の塩基を染める染料、例えば異化エチジウムを使用する。これらの染料の蛍光は、それが二重鎖のDNA又はRNAに結合される時には、結合された染料又は一本鎖DNAに結合された染料の示す蛍光に比較して約20倍の高さを示す。このタイプの染料はハイブリッド形成 (hybridization) 実験中にハイブリッド化されたDNA (又はRNA) の存在を検出する為に用いられる。従来の光学検出法の使用は塩基配列決定の実験の効率を高められるが、そ

発明の背景

多くの用途に於いて、試料中の一つ又は複数の分子構造の存在を検出する必要が生ずる。

分子レベルの検出は、一般的に細胞、抗体および抗原の如きリガンドを含む。リガンドは、特定のレセプターにより認識される分子である。リガンドは、下記に限定されることはないが、細胞膜レセプター、毒素 (toxins)、毒液 (venoms)、オリゴ糖、蛋白質、バクテリアおよび単クローナル抗体に対する作用物質ならびに抗体物質を含むことが出来る。例えば、DNA又はRNA塩基配列 (sequence) 分析は、遺伝学および疾病の診断、毒物学テスト、遺伝研究、農業および医薬品の開発に極めて有用である。同様に、細胞および抗体検出は、疾病の診断にとって重要である。

分子構造検出に対しては、多くの技法が開発されている。DNAおよびRNA塩基配列検出に於いては、オートラジオグラフィックと光学検出が一般に使用される。オートラジオグラフィックは、³²P又は³³Sを用いて実施されている。DNA塩基配列分析では、核酸断片が³²Pにより最終的に標識を与えられる。これらの最終的に標識を与えられた断片は、サイズ別に分離され、次に特定の時間にわたってX線フィルムを感光させる。フィルムの感光量はフィルムの領域に隣接する放射能に直接関係する。

どのような放射能の標識の使用にも幾つかの短所がある。第一に、長時間に放射性元素を被ばくすることにより、遺伝病、例えば癌を発生するリスクを高める。従って、放射線の被ばく度を抑制するために、放射性マーカ又は標識を用いる際には予防策が実施されねばならない。通常作業者は、放射線の被ばくを連続的に監視する為の装置を着用せねばな

れには大きな短所を伴う。

従って、分子構造を簡単に検出する為の安全で、低コストで、迅速かつ正確な方法と装置の必要性が業界の中に高まっていた。

発明の要約

本発明によれば、予め定められたテスト部位での分子構造の存在を検出する方法および装置が提供され、しかもこれは公知の装置に付随した短所および問題を十分に解消し又は防止する。

本発明の電気的な実施例に於いては、分子構造を持つ物質が多数のテスト部位に用いられ、各テスト部位は既知の分子構造に結合することの出来るプローブをその中に形成されている。電気信号がテスト部位に与えられ、テスト部位の電気的特性は、プローブが付随の分子構造に又は付随の分子構造と共に結合 (ハイブリッド化) したかを判定する為に検出される。

テスト部位は、超大量集積値 (very large scale integrated) (VLSI) 回路法により、半導体チップ若しくはウエハ上又はそれらの中に形成されたモノリシック構造である。これにより、十分に安価で使い捨ての可能な低コスト、小型のテスト装置が出来る。

本発明の一実施例によれば、テスト部位に形成されたコンデンサの損失の変化を感知し、又はハイブリッド化された分子が存在する時のテスト部位の交流コンダクタンスの変化を感知することにより、ハイブリッド化された分子を検出することが出来る。或は上記に代わり、各テスト部位の2つの電極の間に通電ラインを形成することにより、ハイブリッド化される分子の存在は、テスト部位に於けるハイブリッド化される分子の形成に付随するRF損失を測定することにより検出することが出来る。

別の実施例に於いては、各テスト部位に微細機械加工を施された共振器が形成され、共振器のハイブリッド化された分子の形成により生じる

共振周波数の変化又はQ (Quality Factor) の変化が、何れの部位がハイブリッド化された分子を含むかを調べる為に測定され得る。

上記に代わる本発明の光学的な実施例では、電荷結合素子 (CCD) アレーが設けられ、CCDアレーの各電極が隣接する適切なテスト部位に整合せしめられる。ハイブリッド化された分子を持つテスト部位の照射光の吸収の増大による光の減衰が、ハイブリッド化された分子を持つ部位を知る為に用いられる。CCDアレーは、それを用いるテスト部位アレーに一体化されることが出来る。上述の代わりに、テスト部位アレーは別個の使い捨ての可能なプレートとすることも出来る。

各テスト部位内でのプローブはすべて同じであるが、しかしテスト部位毎では異なっている。DNA又はRNA塩基配列テストの為に試片は一層にオリゴヌクレオチド鎖を以て形成されている。本発明の別の実施例によれば、プローブ鎖の各々をカスタム化し又は識別できるように、各テスト部位のマイクロアレーの局所的な基作又はオリゴヌクレオチド鎖の局所的な合成の為に光学的直接パターンニングシステムが用いられる。

記載の発明の性格および長所は後述の明細書および添付の図面から更に理解することが出来る。

図面の簡単な説明

図1は、発明の好ましい実施例によるマイクロエレクトロニクスセンサアレーの部分透視図である。

図2は、図1の一部の拡大図である。

図3は、図2の電極部分の拡大図である。

図4は、図3の線I-V-I'に沿った断面図である。

図5A-5Dは、テスト部位を形成する際の重要な工程を示す処理手順の断面図である。

図6A-6Hは、テスト部位の上記に代わる実施例を形成する際の重

複的に結合する方法を示す概略図である。

図22は、生物学的媒質中の分子を検出する為に用いられるテスト部位の概略断面図である。

図23は、本発明の表面弾性波を用いた実施例を示す概略図である。

図24は、発明の上記に代わるアドレス実施例の部分概略図である。

図25A-Dは、アレー基作の上記に代わる方法を示す一連の断面図である。

図26A-Dは、上記に代わるアレー基作法を示す、図25A-Dに於ける如き一連の断面図である。

発明の詳細な説明

1. システムの全容

本発明の好ましい実施例およびその長所は、各種の図面の類似および該当の部分に対しては同じ番号の使用されている図面の図1-4および4A-4Cを参照することにより理解することが出来る。

図1はRNAおよびDNA塩基配列決定に関連して用いられる本発明の好ましい実施例を示す。下記の如く本発明は細胞検出および抗体検出又はあらゆるハイブリッド化された分子の検出に用いることも出来る。

シーケンサ10は、X軸上の通電リードX1、X2、X3... XN、Y軸上の通電リードY1、Y2、Y3... YNにより電子的にアドレス可能なテスト位置12のX-Yアレーを含む。各X-ラインを連続的にアドレスする為のX-論理回路36が検出および確認回路40に結合されている。類似の回路56はY-ラインY1... YNに結合される。アレー10、XおよびY論理回路36、56ならびに回路40は、コストの兼ね合いによって単一半導体チップにより実装されることが出来る。

下記に詳述されるテスト部位12は、半導体フォトリソグラフィックプロセッシング技術を用い半導体ウエハに形成される。各テスト部位は多数のプローブ22 (図4を参照) を備えており、且つこれらは既知の

要な工程を示す処理手順の断面図である。

図7は、結合されたテスト部位 (曲線A) 及び結合されぬテスト部位 (曲線B) に与えた周波数に対して損失係数をプロットした図である。

図8は、蛇行した通電ラインを用いた上記に代わるテスト部位実施例の平面図である。

図9は、f₁ から f₂ の周波数範囲を持つ印加交流入力電圧V_iを用いたテスト部位検出システムの概略図である。

図10は、入力電圧V_iに対してテスト部位の交流コンダクタンスをプロットした図である。

図11は、低周波数f₁ から高周波数f₂ に導引される定振幅信号において時間に対してV_iをプロットした図である。

図12は、図11の入力電圧波形にตอบสนองするテスト部位からの感知された出力電圧V_oをプロットした図である。

図13は、f₁ から f₂ に下降する入力波形V_iにตอบสนองするテスト部位からの感知された出力電圧V_oをプロットした図である。

図14は、機械的共振構造を用いて製作されたテスト部位の概略断面図である。

図15は、CCDアレーを下に使用してテスト部位が形成されている、上記に代わる実施例の概略断面図である。

図16は、図15に於ける如くテスト部位は使い捨てのプレートの中に形成され、且つ別個のCCDアレーを伴う場合の概略断面図である。

図17は、テスト部位でのプローブの合成の為のシステムの概略図である。

図18は、適切な場所でプローブを合成する為のマイクロ流体システムの概略図である。

図19は、図18のマイクロ流体システムの概略断面図である。

図20は、マイクロ流体ゲノセンサ実施例の概略図である。

図21は、合成DNAプローブが予め定められたDNAシーケンスに

分子構造 (以下 "ターゲット" と称す) に結合されることが出来る。ターゲットには、例えば、ポリヌクレオチド、DNA、RNA、細胞、抗体又は抗抗体の如きバイオポリマが含まれることが出来るであろう。RNA又はDNAシーケンサの場合には、合成プローブは、例えばオリゴヌクレオチドを含むことが出来る。特定のテスト部位でのすべてのプローブは同じである。しかし、それぞれのテスト部位12のプローブは、単一アレー10の中で異なった多数のターゲット (又はターゲット分子の中のサブシーケンス) の同時検出の為に、ある既知のシーケンスで異なっている。

電解溶液18中にターゲットを含む試料物質が、アレー10に注がれる時に、ターゲットは、各テスト部位12に形成された多数の四角42の中の付随のプローブ22と結合する。充分な結合時間を経た後、アレー10の表面が水洗いされることにより、余剰のターゲット又は他の結合されなかった分子構造が取り除かれる。残りのターゲット構造の大部分は、特定のテスト部位12に於いて、微細加工を施されたアレー10に設定されたプローブに結合する。次に、各テスト部位12は、論理回路36及び56により電子的に点検され、ターゲットが当該テスト部位に結合したか否かが確かめられる。ターゲットを結合した、即ちハイブリッド化した分子を持つテスト部位は、電気的パラメータを変化させている筈であるから、この変化がX及びYリードによりテスト部位に接続された検出回路40により、検出されることが出来る。この様に電子アドレス動作により、特定のターゲット/プローブ結合の検出が、微細加工されたアレー10の中の各テスト部位12に於いて果たされ、これにより洗滌後に残るターゲットの組成を求めることが出来る。

DNA塩基配列決定の例に対しては、識別回路40は、この回路により検出されたターゲット (核酸) の組成に基づいて、図21に関連して記載された塩基配列分析を実施する。

注: 回路40は、例えば、ダイナミックランダムアクセスメモリ (D

RAM)又はアクティブマトリクス液晶ディスプレイ(AMLCD)装置をアドレスする際に用いられる行及び列アドレス技法を用いて、トランジスタスイッチ(図示されていない)により、テスト部位に接続されるのが望ましい。

II. テスト部位

テスト部位12は、好ましくは単結晶シリコン、若しくはガラス、石英、アルミナ等の如き均等物であるウエハ又は基板34上のモノリシック構造として形成されるのが好ましい。最初に、リードRX1、RX2、RX3---RXN及びRY1、RY2、RY3---RYN(図1に示された如き)に接続されたXおよびY抵抗32のオプショントラックが、基板34上への適切な材質の金属層又はスパッタリングにより形成されることが出来る。リードは、或る一端に於いて、各テスト部位の下に部位するニクロム、タングステン、又はプラチナの如き抵抗性材料を使用した抵抗32に、又他端では、後述されるプローブ合着目的のために、X-抵抗-論理回路38及びY-抵抗-論理回路58に夫々接続される。

或は、上記の代わりに、抵抗32は、ドーピングされたポリシリコン、又は、タングステン若しくはタンタル若しくはプラチナのケイ化物又は窒化物又は酸化窒化物を、公知の技法、例えば化学蒸着(CVD)、分子線エピタキシー(MBE)、金属有機CVD(MOCVD)又は類似の半導体プロセスを用いて付着することにより、形成されることが出来る。

次に、図5A-5Dに示すように、抵抗32並びに抵抗RX及びRYアドレスラインが形成された後、厚い(約5000Å)SiO₂フィルム50が、CVDにより層32上に形成される。そして、Si₃N₄の如きマスク材料の約500Åの薄い層28が次に、例えば化学蒸着(CVD)によりSiO₂フィルム50上に形成される(図5A)。

ングは図4に示された如く2ミクロンの幅及び2ミクロンの間隔を持つ。

相互間に電圧化された設計により、多数の周辺電極と試料体積をウエハの小さい面積の中に収めることが可能となる。その“試料”キャパシタンスの部位に引き込まれるリードにより生じる寄生的キャパシタンスに対する比は、高い値を持つ。

次に、図6A-6Fの模式的なシーケンス断面図に、テスト部位12Aを作る為の上記に代わるプロセスが、関連して記載されている。注：特記されぬ限り、層の厚みは図5A-5Dに示された値と同じである。SiO₂層50がSi基板34上で成長せしめられる(図6A)。SiO₂フィルムは、エッチングされることにより、2ミクロンの周期的な間隔を互いの間に持つ2ミクロン幅の凹部54のアレーが形成される(図6B)。フォトリソグラフィ及び反応性イオンエッチングが約0.5ミクロンの深さで用いられることにより、凹部54が形成される。約2000Åのポリシリコンフィルム51が、例えばCVDにより、SiO₂層50上に形成される(図6C)。凹部の底および表面上のフィルム51の領域は、ポリシリコン51の側壁を残して、反応性イオンエッチング(図6D)により除去される。側壁は、W、Ti又はPtを用いたケイ化物化により、選択的にメタライジング51'される(図6E)。最後に、Ni又はAu電極51がケイ化物側壁51'上に無電解メッキにより形成される(図6F)。図5G及び5Hは、夫々図6E及び6Fに代わる実施例である。図6Gに於いてはテスト部位の底は、この場合には波形の形成により肌理を与えられることで表面積を増やされる；これに対し図5Hに於いては、電極61及び底壁の隅方に波形が形成される。この肌理を与える表面処理により、特定の部位の表面積が増大し、付着するプローブが多くなり従って感度が高まる。

III. 電子ハイブリッド化検出法

注：図5A-5Dに於いては、単一のテスト部位12で占められるウエハ34の断面が示されているに過ぎない。確かに多くの、即ち約7百万のかかる部位が、単一の3インチシリコンウエハ上に、公知の技術を用いて製作されテストされることが出来ると理解すべきである。

図5Aの断面図に示された前駆構造は、次に処理されることにより上及び下の電圧を示す電極構造を形成し、その一部の図31V-1Vにおける断面が、図4に詳細に示されている。

最初に、約2ミクロン幅の開口54がSi₃N₄層28の中に、フォトリソグラフィ及び反応性イオンエッチングにより形成される(図5B)。次に、約4000Åの厚みのSiO₂層50が、電解処理されたHFの如き酸液を用いてエッチングされることにより、凹部54'が形成される(図5C)。

次に、上および下の電極21及び20が、Ti26の接着層(300Å)の連続的な電子ビーム蒸着に続く2000Åの接触メタライジング(Au)16により、それぞれ形成される。残りのSi₃N₄フィルム28の側面エッジは、下側の電極20のフィンガの幅を決める為の精密セルフアライニングマスクとして使用されることにより、上及び下の電極間のショートの原因となる精密な間隔を定めることが出来ることに、留意が必要である。従って、凹部部位は、低い印加電圧でテストされることが出来る。また、電極は、ターゲットDNA18を持つ水性DNA溶液の体積と比較して、凹部中の比較的大きな容積を占有する(図4を参照)。上下の電極間の間隔は、ターゲットDNA分子の長さ(又は溶液中での直径)のオーダーであることが好ましい。従って、ターゲットDNAの電極間スペース中の溶液に対する比は高く、これにより、電気計測中のターゲットDNAの有無に対する感度を最大に高めることが出来る。

図3及び図5に示された電極フィンガの長さは、約100ミクロンであり、又電極のセットの幅は又約100ミクロンであり、しかも各フィ

A. 一般的な方法論

図1-4に記載のセンサアレー10は、本発明によれば、各テスト部位12に於けるターゲットDNAの有無を感知する為のゲノセンサとして使用されることが出来る。

検出テストでは、多数の比較的短いオリゴヌクレオチド鎖(プローブ22)が各テスト部位12に於いて成長せしめられ又設置されるが、その際ストランドの一端は部位の一つ又は以上の表面に取り付けられる。特定の部位に於ける全ての鎖のコード化シーケンスは判明しており、且つ同じであるのに対し、各部位のコード化シーケンスは異なりおりアレーに於いて特有である。未知の(ターゲット)DNAの長い鎖を含む溶液18がチップ上で洗脱される。理想的には、未知のDNAはその独自のコード化シーケンスの一部に対する補体を持つ位置に於いて、オリゴヌクレオチド鎖(oligonucleotide strands)22に固く結合するが、他の凹部ではかかる結合は行われない。実際には、結合の弱いターゲットのミスマッチがいくらか起こり得るが、しかし、これらは凹部を、適切なイオン濃度と温度を持つ適切な溶液を用いてリンスすることにより、緩和されることが出来る。従って、リンス後には、アレーの中での多数の凹部は、有意な量の結合又はハイブリッド化されたDNAを含み、その他は水性溶液中に当初のオリゴヌクレオチド鎖を含むに過ぎない。凹部は、次に、各部位に於いて電極16及び20を用いることにより、シーケンスを電氣的に調べられる。ハイブリッド化されたDNAを持つ部位は、記録される。例えば、ハイブリッド化されたDNAを持たぬ部位は、かかるDNAを持つものとは異なった電氣的性質を持ち、従って記録はされない。水性溶液中のDNA分子の共重均被数では、溶液の導率比誘電率 $\epsilon_r = \epsilon' - j\epsilon''$ の虚数部分 ϵ'' は、DNAを持たぬ水性溶液に対する値よりもはば10から100倍大きい係数となり得る。下記の方法B、C、D及びEは、各部位12に於いて、 ϵ'' に於けるこの差異を測定又は検出するように設計されている。このデータベースから

回路40に於けるコンピュータ“平行処理 (overlapping)”又は“ニューラルネットワーク”アルゴリズムは、未知のDNAの全コード化シーケンスを再構築する。

B. 損失係数テスト

図7は結合した(ハイブリッド化した)DNA(曲線B)及び結合せぬDNA(曲線A)に与えた周波数の対数に対して、損失係数をプロットすることにより、DNAが結合するかどうかによって損失係数 $D = e''/e'$ が如何に相違するかを示す。注:測定された特定の試料によって図7の曲線は逆になる場合がある。即ち曲線Bが、結合せぬDNAを示すことがある。損失係数に於けるこの差異は、図1-6に於ける如く形成されたテスト部位に於いて、ハイブリッド化されたDNAの有無を知るのに用いられる。各テスト部位に於ける損失係数は、回路40内のLCRメータの如き公知の計装により測定される。メータは、論理回路36及び55を経由して各部位12に次々と接続される。

C. 交流コンダクタンステスト

同様に、ハイブリッド化したDNAの有無は、各テスト部位での交流コンダクタンス $G_{ac} = e''/d$ を測定することにより検出することが出来る;ここで、Aは一つの電極の有効面積であり、dは電極間の有効距離である。特定のDNA分子の弛緩周波数 (relaxation frequency) では、交流コンダクタンスは、DNAの存在せぬ時のコンダクタンスと比較して100倍以上も高まる。図9は、このテストが如何に実施されるかを模式的に示している。パルス化された又は周波数走査された波形は、各テスト部位12Bの電極21B及び20Bの間に与えられる。プローブ22が各電極上に形成され、ターゲット分子の水性溶液がテスト部位12Bの凹部42Bの中に形成される。ハイブリッド化したDNAの存在は、図10に示された如きDNAの共振周波数に於いて検出され

F. 微細機械的共振器検出法

この実施例に於いては、図14に示された如き、シリコンウエハ34Cに形成されたテスト部位に、多数の機械的共振構造が形成される。共振構造は、ウエハの平面内のX方向に延びる下側の金属センサ電極20C、及びY方向に延びるタンタルの如き金属又は窒化ケイ素を用いることが好ましい上側の薄膜共振フィルム21を持つ。通常薄膜サイズは、直径又は幅/長さに於いて約100ミクロンである。空気であることが好ましい誘電体ギャップ60が、上下の薄膜21Cと20Cとの間に形成される。

テスト部位の凹部42Cは薄膜16C上に、又、プローブ22Cは凹部の表面に形成される。ターゲットDNA溶液18Cは、テスト凹部42Cに供給される。上下の電極16Cおよび20Cの間の機械的空洞50が共振器を形成する。この共振器はキロヘルツからマルチメガヘルツの範囲内で共振周波数を持ち、共振線幅は狭い。

共振器を横切って伝播するRF信号は、ライン幅の狭い特徴的な高Qレスポンスを生じる。Q又は共振周波数への移行は、共振器表面電極薄膜21C上にハイブリッド化した分子が存在することを示す。

薄膜電極21Cは、化学蒸着法を用い窒化ケイ素の薄膜を以て構成されることが出来るが、この場合に、シリコン対空露の圧は充分コントロールされ、且つ室温迄冷却された時のフィルム強力を調節する為に、昇温はコントロールされることが必要である。薄膜はパターン化されていないシリコンウエハ上に形成され、次に背面からシリコンウインドー (silicon window) をエッチングで作ることにより分離されて独立構造となる。機械的共振器の例及び上記の用途の構造の詳細は、Buser et al. "Silicon Pressure Sensor Based On a Resonating Element" Sensors and Actuators, A, 25-27 (1991) 717-722 及び Prab et al. "Q-Factor and Frequency Shift of Resonating Silicon Diaphragms in Air" Sensors and Actuators A, 25-27 (1991) 671-698 から知る

る。個別の周波数でのC又は $R = 1/C$ を測定する為に、LCRメータを用いることが出来る。上記に代わって、図9及び10に関連して考察された如く、Gは周波数の関数として測定されることが出来る。

D. 伝送損失検出テスト

伝送ライン上の信号損失も、又e''を感知することが出来る。各テスト部位に於いて、X及びYライン間に伝送ライン11を挿入することにより、DNAの如きハイブリッド化した分子を電気的に検出することは、各テスト部位12Aに於いて、ライン11に沿って通過する電磁波のRF損失をスカラー測定することにより可能である。ライン11は、ストリップライン (stripline)、マイクロストリップ (microstrip)、ウェーブガイド (waveguide)、コプラナールウェーブガイド (coplanar waveguide)、スロットライン (slotline) 又はコアクシアルライン (coaxial line) の超小型のものを含むことが出来る。この方法での速度を最高にする為に、テスト部位の凹部42Aは、図4の凹部よりも幅及び/又は長さを比較的大きくされ、且つ凹部内の伝送ラインの長さは、それを蛇行せしめることにより最大にされる。

E. パルス及びチャープ (Chirp) 検出法

図11に示された如く、周波数走査された或はチャープされた電圧波形Viが、各テスト部位に於いて電極間に印加され、且つ生じた応答波形V。(周波数が増大するか減少するかにより図12又は図13)が解析され、ハイブリッド化したDNA周波数でのピーク値が示されることで、ハイブリッド化したDNAの存在が求められる。周波数走査された波型を用いたハイブリッド化したDNAの弛緩周波数の測定により、ハイブリッド化したDNAの性質に関する補足的な情報、例えば薬物結合したか否かを得ることが出来る。

ことが出来る。

H. 表面弾性波又は電磁波検出法

同様のクラスの共振アレー検出器は、例えば表面弾性波 (SAW) 又は表面電磁波に用いることで、表面波素子により構成されることが出来る。SAW検出器の場合には図23に示される如く、共振構造700は音響変換器702及びSAW反射器704を用いて形成される。被測708からの走査された周波数の波Wは、音響媒体706 (出来ればニオブ酸リチウム又は石英結晶) を通じて発射される。反射器704は独立した空洞共振を誘発し、且つこの共振は、メータ70に於いて、変換器で消費された電力を計測することにより検出される。テスト部位712は、媒体上に形成される。各部位には付随の変換器及び反射器を備えることが出来、或はマルチプレクサ (multiplexer) が複数基板の上に形成されることにより単独変換器を複数の部位に接続することが出来る。ターゲット/プローブ対を結合された部位は、共振周波数を移行させる。従って、プローブが結合している部位は検出することが可能となる。変換器702は、リチウムニオベート結晶基板706上に蒸着された相互に重畳化したアルミニウム薄膜構造を持つことが出来る。反射器704は、アルミニウム薄膜格子の構造を持つことが出来る。これらの構造をパターン化するには、標準のフォトリソグラフィ及び蒸着を用いることが出来る。

上記に代わり、テスト部位を通過した後のSAW波の位相は、伝送ラインの中で基板の中に形成された基準伝送ラインに比較され、且つ結合により生じた移相が何れの部位に結合分子があるかを判定する為に用いられる。

IV. 光学的ハイブリッド化検出法

A. モノリス的に異相化されたCCDイメージ/読み取り

次に、図15の概略断面図によれば、発明の別の実施例が示されているが、しかしこれはテスト凹部の中のハイブリッド化した分子の有無を検出する為に、モノリシックに蒸着化された電荷結合素子(CCD)センサによる光学的検出を用いる。

CCDのアレー200は、結像機能を果たす為にシリコンウエハ212上の登録回路として形成される。CCDアレー200は、光子(hν)がハイブリッド化していないテスト部位218A上で読取る時の検出器ゲート電極220の下に形成された電荷を読み取る。

光の波長(hν)は、ハイブリッド化したDNAの一つの既知の吸収線に合致する如く選ばれる。方法の持つ感度は、ハイブリッド化したDNAの中に選択的に挿入される異化エチジウムの如き吸収染料を使用することにより高まる。光は、ハイブリッド化していないテスト部位218Aを通過する時には減衰度は比較的少ないが、ハイブリッド化したテスト部位218Bでは結合分子又は染料により減衰する。

光子は、ハイブリッド化していない壁218Aの下に在る電極220の下シリコンウエハ212の中に電荷223を誘発する。かかる電荷は、次に公知の方法でCCDアレーから読み取られ、且つ処理されることにより、ハイブリッド化した分子を含むテスト部位が識別される。

図15のCCDアレーゲノセンサ200は、Siエピタキシャルウエハ/基板212上のSiO₂のフィールド酸化物(field oxide)層214を成長せしめることにより形成される。CCDゲート電極220は、次に酸化物214上で、タンタル又はタングステンの金属をスペクトリングすることにより形成される。窒化ケイ素又はガラス、SiO₂又はポリイミドの如き透光材料を使用することの好ましい誘電体又はポリマ層216が、次に電極の上に形成される。次に、凹部230が、ゲート電極220の直上の層215に形成される。凹部は、水性溶液から被ばくすることによるCCD装置の劣化を防止する為に、窒化ケイ素又は

酸化アルミニウムの如き薄い保護層(図示されず)により、不活性化される。標準的なリソグラフィ技法により、ゲートと凹部の部位が整合させられる。

次に、水性テスト溶液224を使用する前に各テスト部位218を個別化する為に、プローブ(図示されず)が、凹部230の中に形成される。

別の実施例に於いてはターゲット分子は、例えば蛍光染料、放射線同位元素又は化学発光の如き公知の標識付けメカニズムの何れかを用いて標識を与えられる。CCDアレーは、図15に示された如く、エピタキシャルSi基板212、フィールド酸化物214、CCDゲート220、誘電体層216及び凹部230を用いて形成される。

テスト領域には、夫々独特なプローブ(図示されず)及び標識タグを持つターゲットを含むテスト溶液224を備える。ターゲットは、蛍光性、化学発光性又は放射線の材料によりタグを施されることが出来る。ハイブリッド化してタグを備えたDNAを含むテスト部位は放射線を出し、且つこれは、該当のCCDゲート220の下の領域内に電荷の集まることにより、検出することが出来る。

標識を持つターゲットの実施例では、アルミニウムにより形成されることの出来るフィルタ250又はタングステン金属ゲート又は誘電体層数層干渉フィルタが、凹部230及び金属電極220の間の誘電体層に形成されるのが望ましい。フィルタ250は励起放射線(hν)又はα、β、γ粒子を遮断し、且つ2次放出240を通過せしめる構造を持つ。2次放出は、励起により割裂された電子の如き粒子又は光である。化学発光アプローチは、化学エネルギーの電磁放射への変換を使用する。好ましい物質は安定化された1, 2-ジオキスエタン(dioxetanes)である。他の化学発光様式とは異なり、酵素を触媒とする1, 2-ジオキスエタン誘導体は、時間単位から日数単位の期間にわたり続くことのある光信号を発することがある。放射される光の波長は477nm

の近傍であり、放射はpHをコントロールすることによりコントロールされることが出来る。477nmでは用いられるべきCCDの量子効率率は約13%に過ぎない；従ってケミルミネッセント信号は増幅されねばならぬ場合である。増幅の方法には、水冷巨大分子(例えば牛血清アルブミン)を加えて化学発光信号を増幅する手段が含まれる。

1, 2-ジオキスエタンを用いることに対する利点は数多い。放射線を被ばくせぬことの外に、この方法は実施が比較的簡単である(試薬および機器が高価ではない)。最後にこの方法のバックグラウンドノイズレベルは低く、且つ可動範囲は広い。

上記に代わる図15に示された如き2ピース方式に於いては、プローブ部位アレー200'は、例えば10ミルの厚みのパイレックスプレート270の如き別個の薄い透明基板上に形成されている。この別個のプレートには、別個のプローブプレートを別個のCCDアレー260上に自動的に正確に重ねることを可能にする為に、エッチング又はプリントされた格子(図示されていない)の如き精密な位置合わせ機能をマーキングされる。プローブプレートの各アレー部位は、それぞれに特定のプローブにより増感される。CCDアレーは、次に図15のブロックングフィルタ250を用い又は用いることなく製作される。取る実施例に於いてはCCD上にプレートの像を形成する為のレンズを用いることなしに、CCDアレー上の見当合わせされた近接部位にプローブプレートをセットすることにより、分析が行われる。プレートの照射は、図15に開示する上記に於いて考案された実施例の何れの場合とも同様である。別の代替方式は、別個のプローブプレート200'をレンズを用いて、CCDアレー260上に像を結ばせるものである。この方法によれば、2次蛍光が用いられる場合に対しては、プレートとCCDアレーとの間の切り離しを大きくされることが可能であり、又プローブプレートを斜めに傾斜することにより、励起と蛍光の分離も可能となる。画像形成時の拡大又は縮小が可能である為、プローブプレート寸法はCCDと

は別個に最適化されることが出来る。

これらの形状の何れに対しても、プローブアレーのモニターに用いられるCCD装置は従来のタイプで、且つ紫外線及び可視スペクトラムに対して感度を発揮するものであり得る。上記に代わるアプローチは、ケイ化プラチナ又はケイ化イリジウム赤外線イメージャー(imager)の如き赤外線熱アレー検出器を使用することである。後者を用いる方法によれば、ハイブリッド化又は抗体反応の如き生化学反応中のプローブアレーから発せられる熱を直接モニターすることが可能である。DNAのハイブリッド化及び他の発熱反応は、反応中の熱特性により直接検出することが可能である。物体(例えばハイブリッド化したDNA)の赤外伝達および反射の性質は、物体の分子の赤外線作用による振動及び回転モードに起因する新たな吸収性を持つ新しい分子の結合体の形成のもとらす反応体とは明確に識別される。図15及び16の構造では、熱的性質は従来の可視波長又は赤外線検出装置アレーの中の熱により発生するノイズからもモニタリングが可能である。この場合には、生化学反応により生じた熱は薄い構造体の層を渡る伝熱作用により伝えられ、且つ電極22の上のノイズバースト(noise burst)として伝えられる。アレーは又、図15の構造に於いて赤外線、可視光線又は紫外線をフラッド照射される(flood-irradiated)ことも出来る。この場合に、光は、物体の状態(例えばハイブリッド化したDNA)の持つ吸収帯域内に於いて特定の波長に選ばれる。非反応状態では、フラッド照射は凹部を通して伝達され、且つフィルタ250により反射される。必要な反応の生じた凹部は、フラッド照射波長に於いて吸収性を持つことになる。吸収の行われた後に、フラッド照射は自動的に熱に変換し、且つ反応凹部部位の下の装置の中に伝えられた後に検出される。

V. プローブの形成

A. 一般事項

アレー 10 を形成する一つの方法は、アレーの中のテスト部位 12 に付着するプローブを用いる。希望のターゲットのタイプにより、テスト部位 12 に各種のプローブを付着させることが出来る。オリゴヌクレオチド、単一若しくは二重鎖の DNA 又は RNA、抗体又は抗原-抗体複合体、腫瘍細胞又はこの分野の熟達者により知られている他のテストプローブを使用することが出来る。プローブは、テスト部位に、図 4 2 の表面上の固体支持基板に固定されることによりテスト部位に取り付けられるか、又は、図 4 に於ける如く、電極 16 又は 20 に直接取り付けられる。図 4 2 の表面を形成するのに用いられることの出来る固体支持基板は、ガラス、ポリスチレン、ポリイミド、二酸化ケイ素および窒化ケイ素の如き有機又は無機の基板を含む。

固体支持基板は、選ばれたプローブとの間に共有リンケージ (covalent linkages) を形成させることの出来る表面化学性能を作り出す機能を与えられねばならない。一例を挙げれば、ガラス支持体はエポキシシランとの反応を通じてエポキシ基による機能を与えられることが出来る。支持体上のエポキシ基は 5' - アミノ-誘導体化されたオリゴヌクレオチドプローブと反応することにより、本明細書に参照されている Parkam 及び London, BRC 1: 1-6 (1978) に記載された如き 2 次アミンリンケージを形成する。この共有リンケージの形成により、プローブ 25 は希望のアレーの中の支持面に付着する。機能化されたポリスチレン表面の例には、Krawsky, et al. (1987) Nucl. Acids Res. 15: 2891-2909 に記載された如き、ヒドラジドにより活性化されたポリスチレンに接合された 5' アルデヒドまたはカルボン酸誘導体、並びに Lund, et al. (1988) Nucl. Acids Res. 16: 10861-10880 に記載されているが如き、ジアゾ化により活性化されたポリスチレンに接合された 5' アミノ誘導体、およびアミノ-機能化されたポリスチレンに接合された 5' 磷酸塩誘導体がある。但し上記の文献は参照されることによりこの文献の一部を構成するものである。

B. アレーの感作 (sensitization)

各テスト部位のプローブは、既知の分子又は細胞ターゲットに対して特定の結合することが出来ねばならない。プローブはチップ外で形成 (合成) され、且つ各テスト部位へマイクロピペット (micropipettes) のロボット操作により挿入することが出来る。この実施例では、プローブは、テスト部位の金、SiO₂、又は他の材料に上述の如き化学的リンク機能によりリンクされる。この方法は低密度プローブアレー (センチ当たり約 100 未満) を作るのに充分である。

上記に代わる方法として、プローブは各テスト部位に於いて合成されることが出来る。この方法は、試片合成の難を越る段階が温度に依存する事実を利用するものである。部位を選択する形で表面の温度を高めることにより、プローブは化学的にアレー内の特定のテスト部位に導くことが出来る。このアプローチは、図 17 の部分概略図に示されている。

この実施例の例として、テスト部位 412 のアレー 400 が、以前に図 1-4 に示された如く形成される。このアプローチの実施例に於いて、プローブは利用し得る SiO₂ 表面上で合成される。プローブの合成を始めるには、リンカ (linker) が最初に表面に取り付けられる。リンカの取り付けには、テスト部位はエポキシシラン (epoxysilant) (種 A) に浸漬されるが、この種はエポキシを表面に共有的にリンクする。エポキシは次に加水分解され、更に塩化トリチルでブロックされる (blocked) ことにより、利用可能な一次水酸基 (hydroxyl) を保護する。

プローブ合成を始める為にはアレーは、次に、保護剤を除去する溶液、通常ジクロロアセテートをアルコールで希釈したものの中に浸漬される。レーザ 416 から発射されるレーザビーム 414 が、次に、アレーを横切る形でガルバノメータ走査システム 418 により機械的に走査される。レーザの目的は、選ばれたテスト部位での表面を加熱することにある。ビームの作用は、保護機能を解除することの必要なテスト部位 41

プローブを電極に直接取り付けするには、電極表面が、プローブとの結合を形成することの出来る材料を用いて製作されねばならない。プローブを直接取り付けを可能にする為には、電極の表面に使用することの出来る材料には、金、酸化ニオブ、酸化イリジウム、プラチナ、タンタル、タングステンおよび他の金属の如き導電性金属材料が含まれる。これらの導電金属は、Whitesides et al. (1990) Langmuir 6:87-96 および Hickman et al. (1991) J. Am. Chem. Soc. 113:1128-1132 に記載されているが如きプローブに用いられている有機チオール基とのリンケージにより、プレート面上に直接安定した結合部を形成することが出来る。但し、上記の文献は参照されることによりこの明細書の一部を構成するものである。一例として 5' 端又は 3' 端にチオール基による標識を持つ合成 DNA プローブは、プレートの中で金の如き金属と安定した結合を形成することにより、直接取り付けられたプローブのアレーを作り出す。

(以下空白)

2 のみを照射する如くプログラミングされている論理およびスイッチング回路 420 によりコントロールされる。照射後保護除去剤が取り除かれることにより、照射された部位には OH 基が露出する。自由 OH 基を持つテスト部位は、磷酸塩基を加えるのに用いることが出来るようになる。

DNA プローブ合成はこの時アレー上で行うことが出来る。この為にはフォスフォールアミダイト (phosphoramidite)、フォスフォートリエステル (phosphotriester) 又はハイドロジェンフォスフォネート (hydrogen phosphonate) 法の如き既知の化学法が何れも利用可能である。チップは活性化され、ベースを備えた前駆体の一つ、例えばアデノシン (A) を含む溶液に浸漬され、且つこれにより、先行のステップで照射されたテスト部位は A にリンクされる。

オリゴヌクレオチド合成に一般に用いられた如き標準リン酸ジエステル法によれば、チップは保護剤除去剤に再浸漬され、次に再び照射される。例えばグアノシン (G) が付着すべきテスト部位が照射されると仮定する。照射後に活性化した G が加わり第 2 フォスフォジエステル結合の合成プロセスが反復される。

既定のサイクルが、次にチミジンに対し、次にシトシンに対して、チップ上で行われる。上記を総合すれば磷酸塩基は 4 つ存在する為にはプローブアレーを 1 核酸サブユニットだけ延長するには、4 サイクルの照射が必要となる。10 ベースの長さのプローブのアレーを合成するには 40 サイクルが必要となる。

レーザによる反応の開始は、局所的な加熱又は光化学により起きる。光化学的合成を開始する為には、好ましい実施例は、可視波長又は UV アルゴンイオンレーザとガルバノメータ走査システムの組み合わせを使用する。合成反応は温度に対して著しく敏感であることが知られているから、上記に代わる案として、アルゴンレーザ又は赤外レーザを使用することにより、アレー部位の局所加熱法による合成を開始することが出来

る。

上記の方法は、熱を利用してアドレスすることの出来る保護剤除去の原理に基づき、固体サポート上のペプチド又は他のポリマーブロープの合成にも用いることが出来る。例えば、ペプチド合成の場合には選択された部位でのペプチド合成は通常省略されたベース (base) でのFmoc保護基を熱により除去し、次にキャッピング (capping) およびペプチド合成の通常の他の工程を用いて実施される。

上記の代わり、“接着剤”層がテスト部位に対し走査されたレーザ照射により局所的に活性化され (図26A-D) (又は活性を停止され)、又は局所的に施される (図25A-D)。この実施例に於いては、希望のアレーの部位の接着性を光化学的又は熱的に変化させる為に、紫外線、可視光線又は赤外レーザが用いられる。例えば、タイプAのブロープ溶液は、アレー上で洗滌されることにより、希望の部位でのタイプAの試片の局所的な接着が実現される。タイプAブロープ溶液は、次に、システムから急速に洗い流され、新たなアレー部位に第2のレーザ照射が施され、且つタイプBブロープ溶液がタイプBブロープを接着する為に用いられる。このプロセスは、アレー全体を感作する為に反復される。

アレーの感作は、ガルバノメータ若しくは回転ミラーの如き走査光学装置、又はコンピュータコントロールされたX-Yステージを持つ固定レーザビームを用いる、CWアルゴンイオン又はCW Nd:YAGレーザを利用することにより実施されることが出来る。“接着剤”層での活性化又は活性停止は、パルス化Nd:YAGレーザ又はエキシマーレーザの如き短パルス化されたレーザを用いて実施されるのが望ましい。“保護剤除去”の為に単純に“接着剤”層902をカバーし、次に“接着剤”の上に施された不活性化された材料904を剥離することにより、“接着剤”を露出せしめるのは優れたアプローチである (図26A-Dを参照)。“接着剤”層の例は、エポキシ、チオール又は親水性の、例

えば水和された表面である。不活性化材料は、フッ素を端末に持つフルオカーボン又は誘導体又はヘキサメチルジシラン (hexamethyldisilane) の如き疎水性の材料を用いることが出来る。

図25A-Dおよび26A-Dは、“接着剤”アプローチを用いたブロープ形成の2つの代案を示している。更にその各々は、テスト部位を活性化するのに2つの選択可能な方法を示す。一つの方法は、テスト部位のFに埋め込まれたヒーターエレメント906の如きプログラム可能なエレメントを使用することによりテスト部位に熱反応を誘発し、これによりブロープが接着すべき接着剤層920を作り又はデポジットする。完全に合成されたブロープ912は部位の上で洗滌され、且つ露出した接着剤層部位920に接着する。図25D。次の別の部位が形成されるか又は露出せしめられ、且つ別のブロープが付着する。上記に代わり、図25Bに於けるが如き外部照射が接着剤層を形成するのに用いられ、或は図26B及びCに於けるが如く不活性化層904を剥離し、且つ接着剤層902を露出せしめる為に外部照射が用いられる。

走査されたレーザビームの使用に加え、上記に代わる“直接パターンニング”法が、レーザ又は強力ランプにより照射されるスイッチングの可能な、ミラーアレー又は液晶ディスプレイの如き、再構成可能な (reconfigurable) “光弁”416 (図17の点線により示された) を持つ通常照明ビームを用いて、実施することが出来る。照明された“光弁”は、センサーアレー400上にレンズシステム (図示されず) により結像される。“光弁”に於けるピクセルエレメント (pixel elements) は、電子的にスイッチオン又はスイッチオフされることにより、センサアレーの中で感作されるべき領域を選ぶことが出来る。この目的の為に優れた“光弁”装置はJ. A. Helf et al.により発表されている (Proc. of the IEEE, Vol. 78, No.5, May 1990)。

ブロープのチップ上での合成の為に別のアプローチは、参照されることによりこの明細書の一部を構成する1990年12月13日のInternational

Publication Dateを持つAffymax Technologiesに譲渡された Pirrung et al.による、“Very Large Scale Immobilized Peptide Synthesis”の課題を持つPCI International Publication Number WO 90/15070に記載されている。このアプローチは、部位や表面での熱化学反応よりも、レーザによる保護基の光化学反応に基づくものである。

ブロープを合成する為の別の方法は、隣接部位を余り加熱することなく予め定められたアレーテスト部位を局所的に加熱する為に、図1及び4に関連して記載されている埋め込み抵抗32を用いる。この方法によれば、選ばれた抵抗の間の電圧の印加に応じて、短いオリゴヌクレオチド鎖の如きブロープの熱により誘発される合成がその場所で行われる。上記に代わり、反応に必要な凹部に隣接するものを除き、全ての抵抗に大電流が流されることが出来る。この方法では、非合成凹部は希望の合成温度以上の温度に保たれ、これによりこれらの凹部で合成反応の起ることが阻止される。

発明の電気的にアドレスすることの可能なテスト部位アレーは、特定の凹部又はウェルの行又は列の電極に電圧を印加することにより、この凹部の中で合成反応を電子的に誘発し又は触媒作用を働かせることが可能となる。

電圧は、凹部の近傍に在る溶液から化学反応物を引き出し及び/又は凹部の中の特定の化学反応に対して触媒作用を働かせる為に使用されることが出来る。

更に、ターゲット分子構造と完成したブロープとの間のハイブリッド化は、ターゲット溶液がテスト部位に施された直後の電極への電圧の印加により、増加されることが出来る。電圧の印加なしでは、ターゲット分子構造は溶液を通過してブロープ迄拡散せねばならない。かかる拡散プロセスの非効率性の故に、有意なハイブリッド化を起こすには1.5から2時間が必要とするが、この時でもハイブリッド化せぬブロープは可成りの数にのぼる。電圧は、電荷を持つターゲット構造を電極の傍の又は電極に付着したブロープに直接引き付けることが出来、この結果、ハイブリッド化の率、及び特定の試験に於いて都合よく作り出すことのできるターゲット/ブロープハイブリッド化の総数は増加することになる。その後、ハイブリッド化せぬターゲット分子およびミスマッチターゲット分子の洗滌 (除去) には、逆バイアスをかけられた電圧を印加することが出来る。この技法は、各テスト部位に電極を備えている図1から9の電子ゲノセンサに適用し得るのみならず、各テスト部位の中若しくは下に在る電極を用いるか又はこの目的で各テスト部位は一つ若しくは2つ以上の追加電極を製作することにより、微小機械的な共振器およびCCDをベースとするアプローチの両者も用いることが可能である。

上記の代わり、個別の凹部に印加される電圧により、最後に記載の上記の方法と同様に、“接着剤”層又は接着剤不活性化層を露出させるに充分な電流サージがウェル構造を通過せられることが出来る。アレーの感作は、電気ヒューズのアレーの電子プログラミングに似ている。

次に、図8及び9に従って、テスト部位に於いて、独特のゲノセンサブロープをその場所で合成する為の微小流体システムが記載される。この実施例に於いては、試薬供給352はチャネルL1、L2 ---- LNを介して、適切な基板341に形成された該当のマイクロチャネルバルブV1、V2 ---- VNに個別に流体的に接合される。バルブV1 - VNは、溶液がマニホールドラインL4に流れることを可能にする。微小流体せん動ポンプP1は、溶液を電化ケイ素又は二酸化ケイ素の如きレーザ放射透過フィルム344及び343に包まれているアレー10'に送り込む。

レーザ416'からの放射は、上述の走査又は結像法に従って、基板341の中に形成される個別のテスト部位12'に選択的に集中せしめられる。テスト部位のレーザ走査は、入力溶液がバルブV1 - VNを用いて迅速に切り替えられる時に、個別の部位の局所的な活性化を繰返す。

流体システム全体及びアレーは、半導体の単一チップ又はS i、ガラス、A l、O₂等の誘電体材料上に形成されることが出来る。チャンネル342は、基板341の中に、従来のフォトリソグラフィ及びエッチング液を用い、又は微細機械加工技術により、エッチングされる。テスト部位12'のアレー10'は、図1-6に関連して記載された如く基板の中に形成される。

図19に示された微小流体フローシステムは、下記の如く形成されることが出来る。フォトレジスト材料が、例えばバイレックスガラスを以て構成された基板341上に、スピコートされる。微小チャンネル構造は、次に、フォトレジストの中に標準的なフォトリソグラフィを用いてパターン化され、且つチャンネル構造343及び342を含むパターンは、浸漬されたHFを用いたエッチングにより基板の中に移される。チタン酸ジルコン酸鉛の如き圧電物質又はP V D Fポリマ、及び金属電極から成ることの望ましい薄膜アクチュエータ層344が、次に微小チャンネル構造に結合される。動作中にアレー10'は、出来ればエラストマーオーリング345を用いて微小流体システムに対してシールされる。この分野のスペシャリストには知られている往復運動する薄膜アクチュエータ層は、圧電物質の代わりに形状記憶金属を使用するか又は静電的に変形した不動態材料、例えば電極(図示されず)に印加されたDC電圧により偏向したアルミニウムフィルムをベースとして形成される。

フローチャンネル構造の量産は、上記のフォトリソグラフィ法を用いることにより可能である。或る種のチャンネル形状に対しては、真空雰囲気中でのシリコンのエッチング用に開発された如きレーザ微細機械加工法を用いることが可能である。フォトリソグラフィ又は微細機械加工の何れかを用い型型のモールドを作ることが可能であり、且つこれから例えば熱圧着法により複製が型取られる。

VI. 微小流体分子検出

よりスイッチングされることが出来る。

VII. プローブ結合メカニズム

合成DNAプローブを使用するシーケンシングの為の結合メカニズムの模式的図解が、図21に示されている。ハイブリッド化によるシーケンシング(SBH)は、DNAから成る塩基性の塩基を解読する確認機構を提供する為の、自然塩基対合特性を開発する新しいシーケンシングアプローチである。図21には、DNA試料の部分塩基配列802が右に示されている。試料DNAに於ける4つのベース804は、表面に付着する短い合成DNA片806を用いて特定の配列に配合される。サポートに結合しているDNA "プローブ" は、試料 "ターゲット" DNA 802の完全に補完的な塩基配列の出現に対する確認エレメントとして作用する。

DNA試料ターゲットの塩基配列を解読する為、大型のDNAプローブのセットを使用する構想が下記に説明されている。例IはDNA試料の塩基配列の一部を示し、且つこれは分析の前に加熱することにより、一本鎖の形に変換されている。特定のプローブ長さ(例えば、65、535すべての8-塩基プローブ)に対するあらゆる可能な塩基配列をあらゆるセットの合成DNAプローブに試料DNAを露出せしめ、次に何れのプローブがターゲットDNAに特定の配列に結合したかを検出することにより、DNA試料に含まれるオリゴヌクレオチド配列の完全リストを作ることが出来る。例II(下記)に示されたケースでは、リストされた8merプローブのみが、試料DNA配列に従ってハイブリッド化する。次に、オリゴヌクレオチドの内容からターゲットDNAの完全な配列を作り出すのに、オーバーラッピングアルゴリズムが用いられる。

(以下余白)

上記に考察されるアレーは、質量並列型版(massively parallel templating)の原理で機能する。或る代案的アプローチが図20に示される。このシステムは、ナノリットル又はピコリットル滴量を以て作動する拘束の直列的な微小流体検出器である。このシステムは、微細加工された毛細管チャンネルのシステム、主チャンネルC1に接続されたバルブV1-VN+3、及び上述の如く形成された単列(又は数列の)高感度検出アレー480から成る。未知の分子を含む溶液の定常的であるが低流量の流れが、図18及び19に関して上述された方法を用いて混合される。未知の溶液は、流体の流れの中の流れ源S1-SN+3からの既知の独特のオリゴヌクレオチド鎖のバッチ(batches)を含む溶液と同様に小量で、連続的に混合される。検出器480は、流れを監視することにより、何れのオリゴヌクレオチドバッチがハイブリッド化反応に於ける未知の分子と反応したかを調べる。ハイブリッド化は、溶液が検出器の前を流れる時に、溶液の電気的又は光学的な性質に於ける特性の移行又は識別の可能なスペクトル特性を観察することにより、電気的又は光学的に上述の如く検出されることが出来る。図20、18及び19のこのシステムの重要な特徴は、バッチが並数により誘発されるスミアリング(smearing)を生じることなく流れを連続的に処理することにより、無効流量が極めて小さく流体の流れの速い広汎なチャンネル又は毛細管ネットワークが使用されることである。この構想は、大型のチューブとバルブを使用する際には非実用的であり、従ってかかるネットワークを最小化することが好ましい。最近の実験に於いて、我々は図19に関連する上記の方法を用い、シリコン中に1から10µm径のフローチャンネルのレーザによる微小化学ミリング(microchemical milling)の可能性を実証した。Siウエハ上に存在する微小機械加工されたネットワークの廉価な型取りは、射出成型又はエンボス加工により果たされることが出来よう。バルブは一体化された電気アクチュエータを必要とするが、これは装置上の又は装置外のマイクロプロセッサに

【例I】

未知の一本鎖DNA(ターゲット)

A T C G C T T A C G C T A A T C

【例II】

ハイブリッド化した合成遺伝プローブ

T A C G G A A T

A C C G A A T G

G C G A A T G C

C G A A T G C C

G A A T G C C A

A A T G C C A T

A T G C C A T T

T G C C A T T A

G C C A T T A C

VIII. 応用

DNAおよびRNA検出に関する本発明の商用的利用には、遺伝研究、遺伝および感染症の診断、毒物テスト、個体の識別、農業上の識別、増殖の最適化、汚染物の検出による品質保証並びに突然変異の検出による職場での危険性のスクリーニング(screening)が含まれる。

現在ヒトには4,000から5,000の遺伝疾患があると推定され、且つこれらの中には、遺伝子に於ける突然変異性の変化が遺伝子生成物を破壊又は阻止することにより、重大な医学的な状態に到らしめている。影響を受ける遺伝子および蛋白質(遺伝子の生成物)は、今のところヒトの遺伝疾患の一部に対して確認されているに過ぎないが、その数は著実に増えつつある。突然変異が疾患に付随していることが確認されたヒト遺伝疾患の幾つかの例には、鎌状細胞性貧血症、フェニルケトン

尿症、アルツハイマー症、癌、デュシェーン筋ジストロフィー及び家族性高コレステロール血症が含まれる。或る症例において、疾患には一つ又は極めて僅かな特定の突然変異が関係するが、全部でなくとも多くの遺伝疾患は、影響を受けた遺伝子に関連して出現する多数の突然変異のすべてに起因していることが明らかになりつつある。前者の場合には、欠陥のある遺伝子の存在が、単純なDNAハイブリッド化検出テストの使用により検出されることが可能であり、このテストでは、合成DNAプローブは、ワイルドタイプ (wild type) 及び突然変異性のDNAシーケンスを識別する為に用いられる。後者のケースでは、疾患に付随することのある突然変異に対する全ての遺伝子を調査する為に、DNAシーケシングは大きな負担となる。

疾患に関連する遺伝子内の突然変異を検出することの重要性は、劣性遺伝疾患のキャリアをスクリーニングすることによって遺伝的カウンセリングや子供を作るべきでないことの告知ができるようになること及び治療的措置を可能にするための出生前診断を行う為の手段の両者に在る。オリゴヌクレオチドプローブを適切に選択することにより、シーケンサ10は、ターゲット遺伝子内のすべての突然変異を迅速に検出する新しいターゲット遺伝子DNAシーケシング手順に到らしめることにより、遺伝疾患の診断及び特に各種の突然変異が欠陥を生ぜしめることのある時のキャリアの特定を容易にする。多分より重要であるのは、或るターゲット遺伝子内の何れの突然変異が或る疾患に実際に関与しているか、及び何れの突然変異が無害の多形現象を示すか、を発見することを目的とした集団検査に役立つことを保障し得る迅速で高効率な手順である。この情報は、突然発生する変異および治療法の開発を容易にする、価値ある構造-機能の関係の特定の探知の為にテクノロジーの簡単化に役立つことが期待される。

本発明は遺伝疾患に限定されることはない：この発明は、感染症源体の迅速かつ高効率の識別に対して使用されることが出来る。ウイルス又

は微生物の各種又は株は、アレー10の中でのハイブリット化の独特の診断パターンをもたらすことが予測されている。

上述の遺伝子をターゲットとする突然変異の検出は、環境研究上、例えば細胞が化学物質を慢性的に被ばくすることにより誘発する突然変異の検出の為に重要な用途を持つ。同様に、本発明は、職場に於いて化学物質又は放射線に被ばくすることのある従業員個人の検査に用いられることが出来る（例えば極限リン酸基の中での突然変異に対する定期スクリーニングによる）。このテクノロジーの重要な用途は、特定の遺伝子の大規模な及びポイント的な突然変異の特性化により、突然変異誘発性の危険の予測的モデル、例えばヒポキサンチン-グアニンホリボシルトランスフェラーゼ (hypoxanthine-guanine-phosphoribosyl-transferase) (HGPRT) に対するものを開発することである。

高密度アレーは、ゲノムシーケンシングに於ける多数の用途を見出し、且つヒトゲノムに於ける30億の塩基対のすべての配列を決定する現在のヒューマンゲノムプロジェクト (HGP) の作業に於いて、重要な役割を果たすと考えられる。しかし、より重要なことは迅速で高効率のシーケシングテクノロジーが利用し得ることにより生じる、新たなヒューマンゲノムプロジェクトである。多数の個人から得られたヒトゲノムの反復的DNAシーケンス分析を実施する必要性は、複合多量遺伝子疾患状態 (complex multi-gene disease conditions) 及び他の遺伝傾向を特性化する為に存在することになる。この作業は、現在のHGPが完了した後も長く続き、バイオメディカルサイエンスに革命的な進歩をもたらすことにならう。

本発明のもう一つの有望視される用途は、"DNAの分型 (typing)" であり、この場合には、個人間のDNAシーケンスの間の差異が分析される。或る人のDNAに於ける大量の多形性のマーカーを同時にスクリーニングする為の本発明のシーケンサは、時間と労作を要する現在の

restriction fragment length polymorphism (RFLP) 分析技術に比して大きな利点を持つ。DNA分型は犯罪科学及び実父認定検査に於いて重要な役割を果たすことがある。更に兵役中のすべての人々をDNA分型することに関心がある。

価値ある新しい植物および家畜が遺伝子のエンジニアリングにより開発されるので、農業上の産物の供給源および所有権を確認する為に、DNA分型する必要性が生まれるであろう。ヒト、植物及び動物に於けるゲノムシーケンシングから得られるシーケンス情報は、医薬品を開発し、且つ改善された穀物および家畜を創り出す為の遺伝子エンジニアリング技術の応用を増やすことになる。例には、疾病および耐病な気候に対する耐性のより高い株、並びに大きな収量又は高い栄養価を持つ穀物が含まれる。

本発明は、DNA又はRNA以外の分子構造、例えば細胞及び抗体の如きターゲットの検出に関連して使用されることが出来る。表IIIは、ターゲットとして使用される他の分子構造に対する使用可能なプローブのタイプを示す。但し、記載のプローブタイプに限定されることを意味するものではない。

[表III]

ターゲット	プローブ
DNA、RNA	オリゴヌクレオチド
抗体	抗原 (ペプチド)、抗抗体
細胞	抗体、蛋白
ホルモンレセプター	ホルモン
Avidin	ビオチン
免疫グロブリン	プロテインA

酵素

レクチン

酵素ファクタ (Enzyme Factor)

特定の炭水化物

検出装置がプローブとしてペプチド又は他の抗原を用いる時には、図22に示された如き生物体液中の抗体を検出することが利用可能である。

この実施例に於いては、ペプチド抗原 (プローブ22) は、一端にシランを、又、多端にエポキシ又は他のペプチド特有の基を持つものの如き双機能クロスリンカ (bifunctional crosslinker) を用いて、テスト四価12A (図6Bに示された如きものに類似の) の底に於いてSiO₂50に付着せしめられる。

処理された表面は、次に、抗体を含む液18を用いて孵置される (ターゲットT)。抗体は巨大分子 (クラスにより150,000 から 950,000分子量) である為に、結果的に隔られるターゲット/プローブ結合はテスト四価12Aの誘電率に大きな変化をもたらす。効果の大きさは、ターゲット抗体に特定の第2抗体を用いてターゲット/プローブ複合体を処理することにより、追加的に増幅されることが出来、これにより非常に大きな複合体を作り出すことが出来る。

抗体/抗原および抗体間相互作用の親和性並びに選択性は公知であり、且つ既存のクラスのバイオテクノロジーに対する基礎である (ELISA分析法、免疫組織化学及びその他)。この明細書に記載されたテクノロジーは、新しいマイクロエレクトロニクス検出方式に於ける公知の結合相互作用を用いる。

上記の方法の商用的用途は、血液試料又は他の生物体液中に於いて、何百何千の異なる抗体又は他の蛋白の存在を同時に検出するものである。これは、血液型の決定、エイズの如きウイルス感染の検出、又は癌の診断に特に有用である。これは又、研究用の手段として極めて有用である。これは、ELISA分析法及び抗体/抗原の相互作用を検出する

他の生化学的方法に代わり又はその用途を拡大する。

検出器がプローブとしてペプチド、抗体又は細胞に結合する他の分子を用いる時には、検出器は、生物体液中の特定の細胞のタイプを検出するのに用いることが出来る。

この実施例に於いては、プローブ 22 は抗体、蛋白又は脂肪表面に結合することの知られている他の分子を用いる。この場合のターゲット T は、プローブ 22 を用いた結合の為にレセプター T を持つ無傷の細胞である。

細胞を含む液体溶液が検出器に加えられる。ターゲット/プローブ結合相互作用の後に、結合により細胞に接合された検出器凹部が出現する。細胞は電流を流すことはなく低周波誘電性の緩和 (dielectric relaxation) を示すので、細胞の結合は凹部の中の絶対導電性 (absolute conduction) に於ける変化 (Coulter の原理の変形) によるか又は低周波誘電性の緩和効果の誘発により検出されることが出来る。

上記の方法の商用上の用途は、細胞表面の性質の変化した細胞、特に血中又は他の体液の中の細胞の存在を検出することにある。固体組織からの細胞は、標準組織分散法を用いた後に分析されることが出来るであろう。かかる検出器は、科学研究手段としてと同様にウイルス感染の診断及び癌の診断に有用である。これは蛍光顕微鏡検査及び蛍光動起細胞分離補集法に代わり得るものである。

IX. 効果

現在の微細加工技術により、均一な密度及び物性を示すマルチメガビットメモリを廉価に作り出すことが可能である。従って、数百万にのぼることの考えられる個々の生物学的テスト凹部を含むアレーが、標準的な電子機器に比較して同等のコストで小型化されることが出来る。例えば、百万の生物学的テスト凹部を含むアレーが、1 cm × 1 cm のサイズに収められることが出来る。更にかかる方法で製作される装置の均一

材料入光学法の場合には、係数において 3 倍の差異しかない。

大抵の実施例に於いて、放射性フィルムの使用を不用とすることは、テスト時間を減らすことになる。何故ならばフィルムの感光が不要となるからである。試料の製作時間は大幅に短縮される、何故ならば膜断片には極端な与える必要がないからである。検出法は迅速である；測定は充分な分子結合の完了と同時に終わるからである。更に測定プロセスは、アレーの中の各テスト凹部をアクセスする為の極めて迅速な方法を提供する為に、チップ上のマイクロプロセッサコントロールにより自動化されることが出来る。

これらのタイプの検出装置に用いられるマイクロエレクトロニクテクノロジーは、かかる種類の装置のコストを劇的に引き下げる。メガビットメモリチップ及びメガピクセル CCD イメージングチップを製造する際に用いられる有効な量産技術の使用されることが決め手である。

本発明及びその利点が詳細に記載されたが、各種の変更、置換及び改変が付随の請求範囲に定められた発明の精神と範囲を逸脱することなくこの中に加入されることが出来るものと理解される。

例えば、図 1 の回路 36, 56, 38, 58 及び 40 の如きゲノセンサ (genosensor) アレーの駆動回路は、凹部又は同じ基板のアレーとモノリシックに一体化されることが出来る。スイッチマトリックス、アナログテスト回路及び、アナログ又はデジタル (マイクロプロセッサ) コントローラは、同じウエハ上に加工されることにより、電気的テストを実施又は簡単化することが出来る。図 24 に示された如く T R X I の如きトランジスタは、例えばサンプリングされている時を除き、各部位を電気的に切り離す為に、該当のテスト部位 12 に隣接する各基板の中に一体化されることが出来る。この為に各行に対してアドレスライン A3 を追加することが必要になるが、寄生的キャパシタンス及び使用されぬラインからの偽信号を解消する。これらの好まざる効果が大幅に解消することは、第 2 のアドレスライン及び部位 12 の Y 側に接合されたトラ

な電気的特性は、多くの他のアプローチよりも検出感度を遙かに高める。

上述の微細加工された電子検出器及び光吸収 CCD 検出器の一つの重要な利点は、検出法がターゲット/プローブの分子結合を直接検出すること可能にする点に在る。従って、毒性のある蛍光性、放射性又は化学的マーカーが、ターゲット又はプローブに取り付けられる必要はない。寧ろ検出には、適切な電気信号又は周波数シフトが捉えられるだけで良い。この様な信号又はシフトは、オリゴヌクレオチドに対する DNA 及び RNA の如き多くのターゲット/プローブには当然起きる。しかし、電子検出器の中での信号又はシフトが、結合後に弱まるか又は存在しなくなる時には、電荷を持つ分子マーカーがターゲットに取り付けられることが出来る。更に電子検出器での検出は、微細加工されたアレーが腐蝕性の生物学的溶液に接触する時には時間的にあいまいとなることのある強度の特性の変化とは異なり、周波数特性の変化により観察される。従って装置はクリーニングされ、且つその精度に影響を置ることなく、何回も繰り返し使用されることが出来る。検出の方法は、電極の取替の腐蝕に耐えるが、長期にわたって使用するには不活性化層がプレートを保護する為に使用されることが出来る。

本発明のもう一つの利点は、検出測定を行う為にテスト部位を調べるのに用いられる電子回路が、生物学的アレーを含むウエハ上に直接加工されることが出来ることである。スイッチマトリックス、信号処理回路及びエネルギー給源は、アレー上での検出の迅速化を容易にする為に、同じチップ上に設けられることが出来る。従って、ウエハ上の駆動回路の装着により、実装コストは大幅に減少することも考えられる。

テスト部位 12 に取り付けられたプローブ 22 の密度は、感度を直接決定する。マイクロエレクトロニクス法では、一本鎖 DNA 断片の短い (ハイブリッド化の行われていない) ものと長い (ハイブリッド化の行われた) ものとの間には、係数において 10 倍の差異がある。一方、契

ンジスタセットにより果たされる。

広汎な種類の信号処理及びパターン認識機能を実施することの出来る CCD 回路 (ニューラルネットワークを用いた CCD を含む) が実証された。CCD データ処理回路とゲノセンサアレーとの一体化は、DNA 検出および解読の手段を簡単化し、且つ図 15 及び 16 に関連して記載された集積化された CCD イメージャと共用できる。

発明は溶液が使用されるウェットタイプのテストに関して説明された；プローブ及びハイブリッド化されたプローブ/ターゲットの組み合わせが、乾燥した装置又はゲル中で行われる“乾式”又は“ゲル”アプローチを使用することは全面的に可能である。

(以下空白)

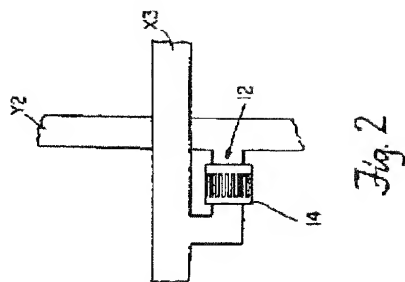


Fig. 2

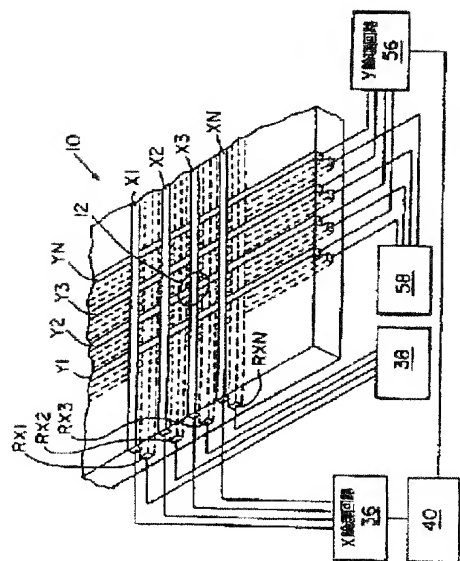


Fig. 1

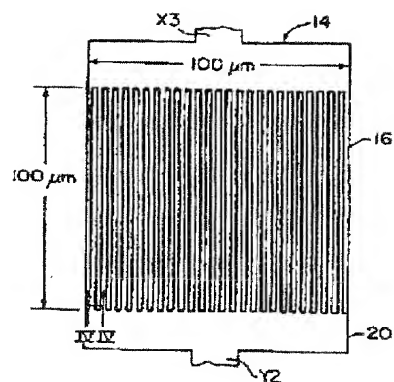


Fig. 3

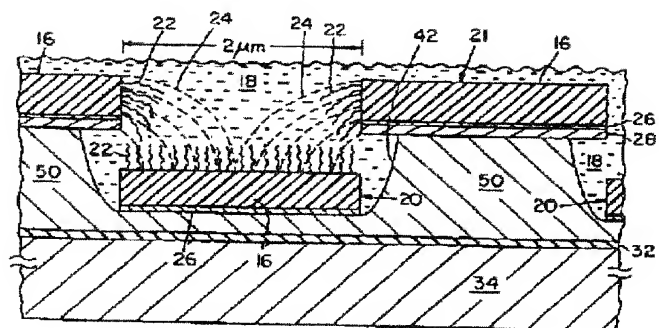


Fig. 4

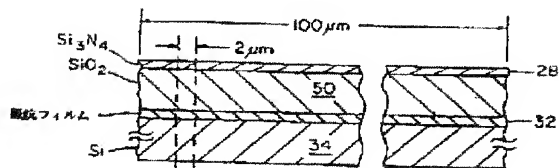


Fig. 5A

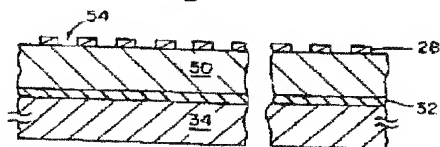


Fig. 5B

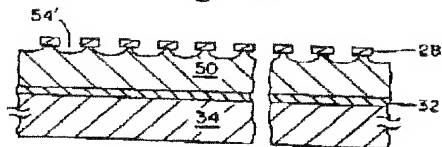


Fig. 5C

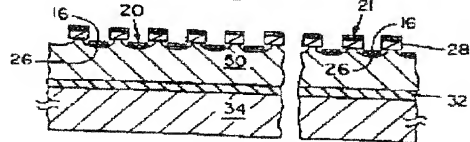


Fig. 5D

Fig. 6A



Fig. 6E



Fig. 6B



Fig. 6F



Fig. 6C



Fig. 6G

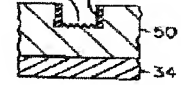


Fig. 6D



Fig. 6H

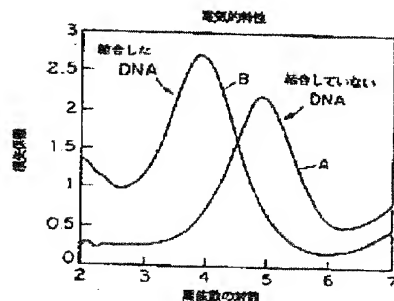


Fig. 7

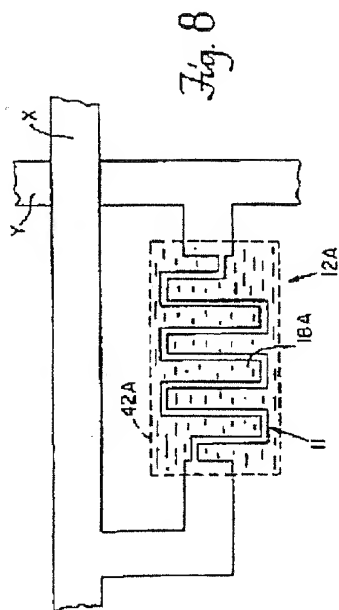


Fig. 8

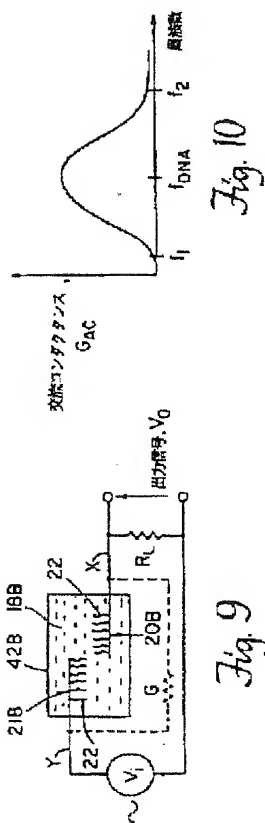


Fig. 10

Fig. 9

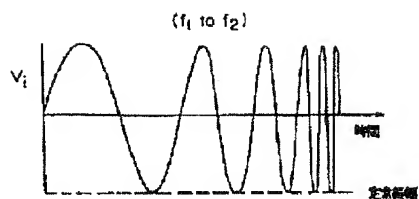


Fig. 11

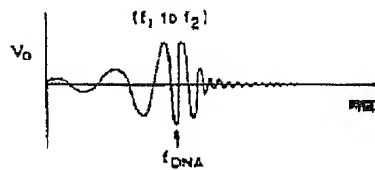


Fig. 12

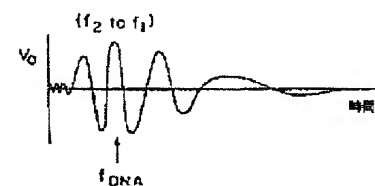


Fig. 13

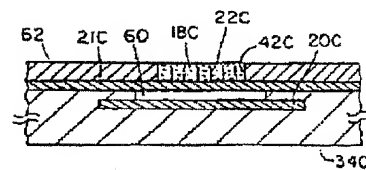


Fig. 14

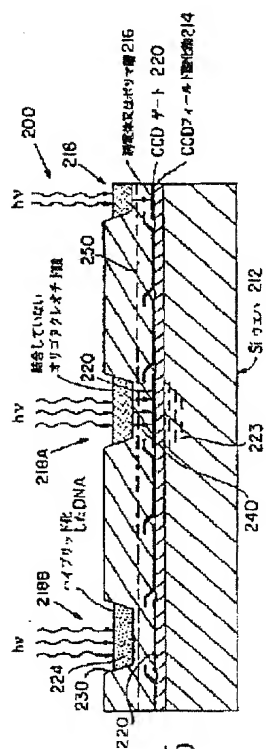


Fig. 15

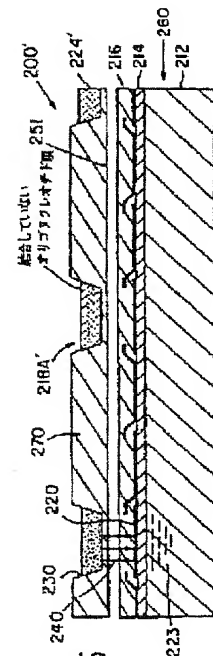


Fig. 16

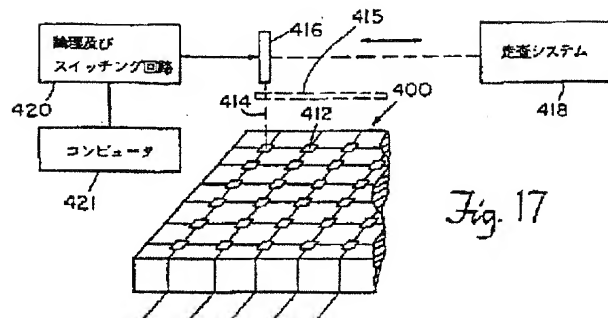


Fig. 17

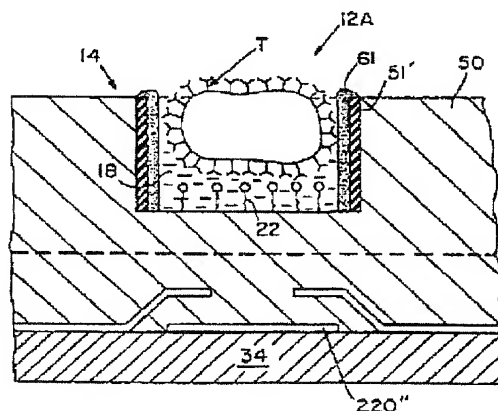


Fig. 22

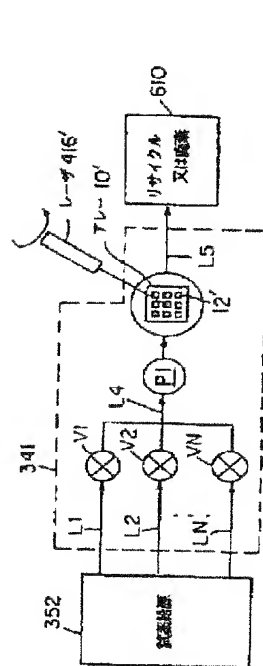


Fig. 18

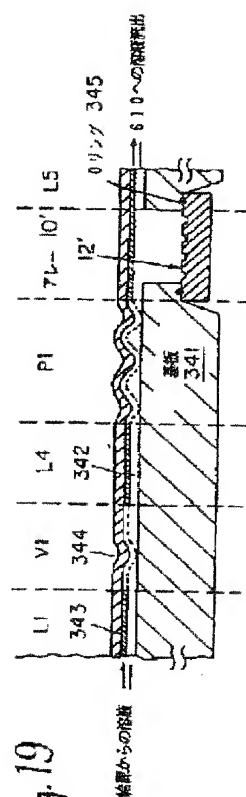


Fig. 19

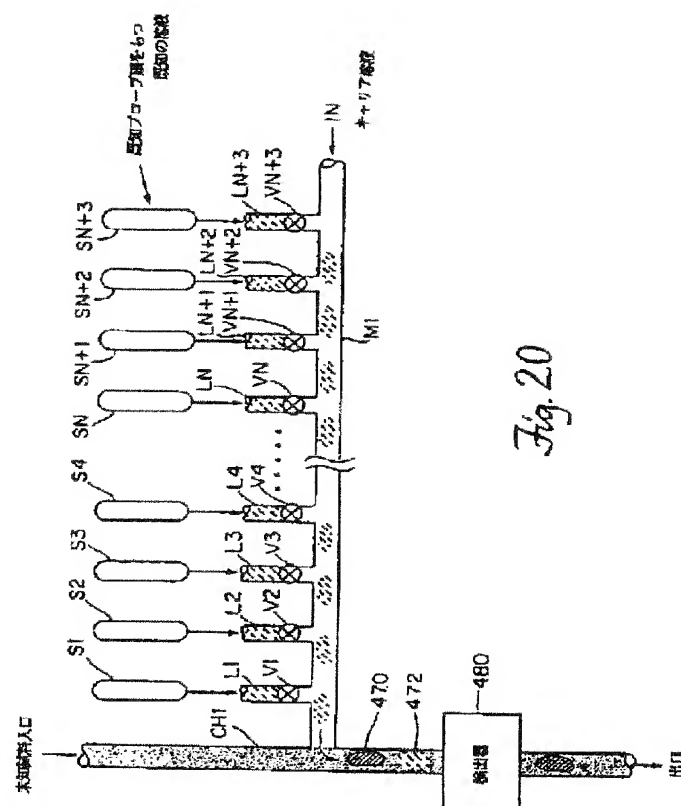


Fig. 20

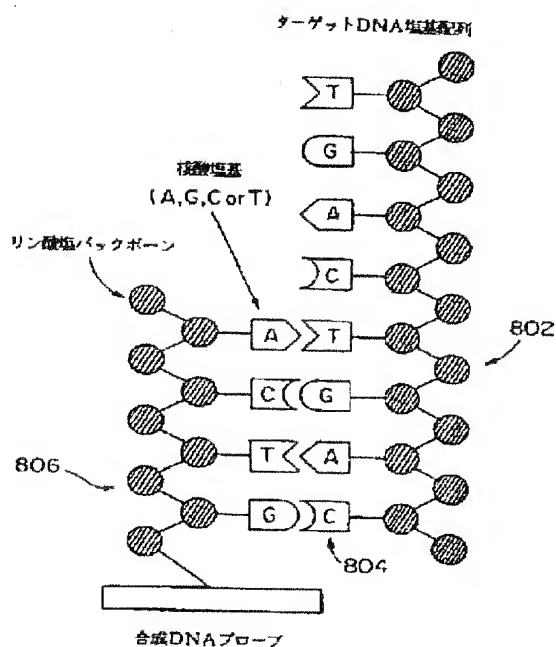


Fig. 21

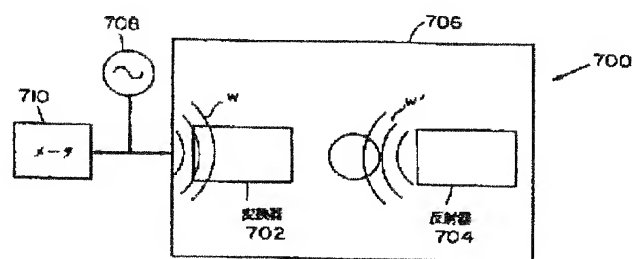


Fig. 23

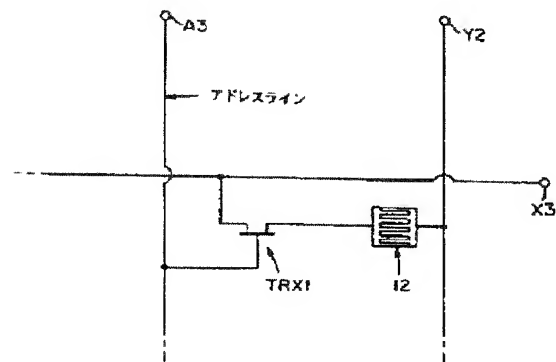
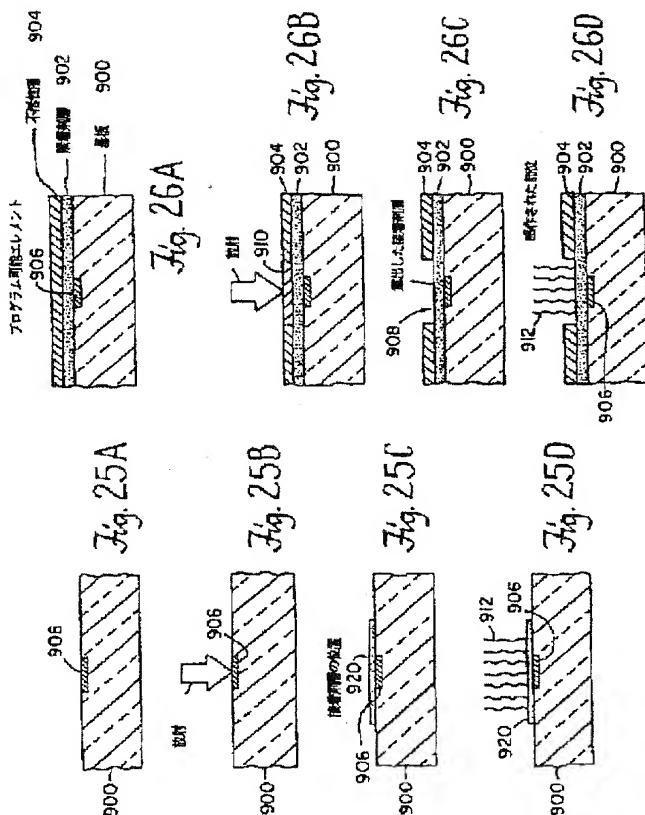


Fig. 24



国際調査報告

International Application No. PCT/US 93/03829

1. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER			
According to International Patent Classification (IPC) as to technical character, the applicant has classified the invention as follows:			
Int. Cl. 5	G 01 N 33/543	C 12 Q 1/68	G 01 N 27/07
2. FIELD OF THE INVENTION			
Main Field of Invention			
Classification Scheme			
Int. Cl. 5	G 01 L	G 01 N	C 12 Q
3. SUMMARY OF THE INVENTION			
The invention relates to a method for determining the presence or absence of a specific substance in a sample.			
4. BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS			
The drawings show a cross-section of a substrate with a layer of material on top.			
5. DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION			
The invention is a method for determining the presence or absence of a specific substance in a sample. The method involves measuring the intensity of a signal from a sample and comparing it to a reference signal.			
6. CLAIMS			
1. A method for determining the presence or absence of a specific substance in a sample, comprising the steps of: (a) measuring the intensity of a signal from a sample; and (b) comparing the measured intensity to a reference intensity.			
7. REFERENCES			
WO/A/9015070 (AFFYMAX TECHNOLOGIES NV) 13 December 1990 cited in the application see page 20, line 6 - page 22, line 24 see page 28, line 14 - line 26 see page 39, line 1 - page 40, line 28; claim 22			
EP/A/0402917 (BIOGEN IDEC CORP) 19 December 1990 see column 3, line 57 - column 4, line 27 see column 7, line 7 - line 57 see column 9, line 58 - column 11, line 16 see column 14, line 56 - column 21, line 25; figures 1, 2			
8. OTHER INFORMATION			
The applicant declares that the invention is new, inventive, and industrially applicable.			
9. SIGNATURE			
10. DATE			
11. ADDRESS			
12. ATTORNEY			

International Application No. PCT/US 93/03829		
13. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Character of Document	Relevance to Claim No.
Y	WO/A/9002327 (AUSTRALIAN MEMBRANE AND BIOTECHNOLOGY RESEARCH INSTITUTE) 8 March 1990	2
A	WO/A/9002327 see page 25, line 13 - page 27, line 35; figures 8-10	3-5
X	WO/A/9005300 (MIDWEST RESEARCH TECHNOLOGIES) 17 May 1990 see page 12, line 1 - page 18, line 8; figures 6-8	1, 10, 22
A	EP/A/0347579 (HESSERSCHMITT-BILKOW-BLOHM GMBH) 27 December 1989 see column 2, line 41 - column 4, line 26 see column 7, line 2 - column 9, line 44	1, 10, 22
A	US/A/4953245 (METALL) 16 October 1990 see column 2, line 12 - column 3, line 13; figures	1-3, 10, 22
P, A	US/A/5187096 (GLAEVER ET AL.) 16 February 1993 see column 2, line 33 - column 5, line 83; figures 1, 2	1, 2

国際調査報告

International Application No. PCT/US 93/03829

14. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT	
Category	Character of Document
Y	WO/A/9002327 (AUSTRALIAN MEMBRANE AND BIOTECHNOLOGY RESEARCH INSTITUTE) 8 March 1990
A	WO/A/9002327 see page 25, line 13 - page 27, line 35; figures 8-10
X	WO/A/9005300 (MIDWEST RESEARCH TECHNOLOGIES) 17 May 1990 see page 12, line 1 - page 18, line 8; figures 6-8
A	EP/A/0347579 (HESSERSCHMITT-BILKOW-BLOHM GMBH) 27 December 1989 see column 2, line 41 - column 4, line 26 see column 7, line 2 - column 9, line 44
A	US/A/4953245 (METALL) 16 October 1990 see column 2, line 12 - column 3, line 13; figures
P, A	US/A/5187096 (GLAEVER ET AL.) 16 February 1993 see column 2, line 33 - column 5, line 83; figures 1, 2

This report lists the patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned international search report.
The citations are as reported in the Japanese Patent Office LDP file on 10/12/93.
The European Patent Office is in no way liable for errors in the data shown for the purpose of information.

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family members (1)	Publication date
WO-A- 9015070	13-12-90	US-A- 5143854 AU-A- 1837190 CA-A- 2054706 EP-A- 0476014 GB-A, B 2240840 JP-T- 4505753 NL-T- 9022086	01-09-92 07-01-91 08-12-90 25-03-92 22-04-92 08-10-92 02-03-92
EP-A- 0402917	19-12-90	US-A- 5156310 CA-A- 2019039 JP-A- 3128449	20-10-92 15-12-90 31-05-91
WO-A- 9002327	08-03-90	AU-A- 4078789 EP-A- 0432188 US-A- 5234566	23-03-90 18-06-91 10-08-93
WO-A- 9005300	17-05-90	AU-A- 4647589 CA-A- 2002660	28-05-90 10-09-90
EP-A- 0347579	27-12-89	DE-A- 3818614 DE-A- 3825907 US-A- 5252294 DE-U- 8817007	07-12-89 01-02-90 12-10-93 02-10-93
US-A- 4963245	16-10-90	US-A- 5064372	15-11-91
US-A- 5187096	16-02-93	No re	

For more family data, see the Official Journal of the European Patent Office, No. 32/93

フロントページの続き

(51) Int. Cl. *

識別記号 庁内整理番号

F I

G 0 1 N 21/64 Z 9118-2 J
21/78 C 8310-2 J
22/00 Z 9310-2 J
27/00 Z 9115-2 J
29/12 9115-2 J
33/483 E 7055-2 J
33/566 7055-2 J
// C 1 2 N 15/09

(71) 出願人 ヒューストン・アドバンスド・リサーチ・センター

アメリカ合衆国, テキサス州 77381,
ザ・ウッドランズ, リサーチ・フォレスト・ドライブ 4800

(72) 発明者 ホリス・マーク・エイ
アメリカ合衆国, マサチューセッツ州
01742, コンコード, スタッフォードシャ
ー・レーン 45

(72) 発明者 エーリック・ダニエル・ジェイ
アメリカ合衆国, マサチューセッツ州
02173, レキシントン, グラント・ブレイ
ス 11

(72) 発明者 マーフィー・アール・アレン

アメリカ合衆国, マサチューセッツ州
01719, ボックスボロ, ヒル・ロード 411

(72) 発明者 コシキ・バーナード・ビー

アメリカ合衆国, マサチューセッツ州
01720, アクトン, フォート・ボンド・ロ
ード 39

(72) 発明者 ラスマン・デニス・ディー

アメリカ合衆国, マサチューセッツ州
01721, アッシュランド, イースト・ブラ
フ・ロード 42

フロントページの続き

- (72)発明者 チェン・チャンリー
アメリカ合衆国、マサチューセッツ州
01776、シュドベリー、ブラッツ・ミル・
ロード 19
- (72)発明者 マシューズ・リチャード・エイチ
アメリカ合衆国、マサチューセッツ州
01824、チェルムスフォード、ワイルデ
ス・ロード 30
- (72)発明者 バーク・バリー・イー
アメリカ合衆国、マサチューセッツ州
02173、レキシントン、シェアバーン・ロ
ード 17
- (72)発明者 エガース・ミッチ・ディー
アメリカ合衆国、テキサス州 77381,
ザ・ウッドランズ、ブラム・コーブ・コー
ト 10

- (72)発明者 ホーガン・ミッチェル・イー
アメリカ合衆国、テキサス州 77381,
ザ・ウッドランズ、ゴールデン・シャド
ー・サークル 103
- (72)発明者 パーマ・ラジェンダー・シン
アメリカ合衆国、テキサス州 77381-
2526、ザ・ウッドランズ、スパーウッド・
コート 8

【公報種別】特許法第17条第1項及び特許法第17条の2の規定による補正の掲載

【部門区分】第6部門第1区分

【発行日】平成12年9月12日（2000. 9. 12）

【公表番号】特表平7-508831

【公表日】平成7年9月28日（1995. 9. 28）

【年通号数】

【出願番号】特願平5-519396

【国際特許分類第7版】

G01N 33/543 593

C12M 1/00

C12Q 1/68

G01N 21/27

21/64

21/78

22/00

27/00

29/12

33/483

33/566

// C12N 15/09

【F I】

G01N 33/543 593

C12M 1/00 A

C12Q 1/68 A

G01N 21/27 Z

21/64 Z

21/78 C

22/00 Z

27/00 Z

29/12

33/483 E

33/566

C12N 15/00 A

平成 12 年 4 月 21 日

特許庁長官 殿

1. 事件の表示

平成 5 年特許願第 19386 号
(PCT/US93/03829)

2. 発明の名称

分子検出のための光学的および電気的方法ならびに装置

3. 特許出願人

作 所 アメリカ合衆国、マサチューセッツ州 02139、
ケンブリッジ、マサチューセッツ・アベニュー 77
名 称 マサチューセッツ・インスティテュート・オブ・
テクノロジー

4. 代 理 人

住 所 大阪府大阪市西区江戸堀2丁目8番1号 AMビル
氏 名 (8794) 弁護士 杉 本 修 司

5. 補正命令の日付

自発的

6. 補正の対象

請求の範囲

7. 補正の内容

A. 請求の範囲:

(1) 請求の範囲を別紙の通り補正します。

(請求項 1、7、15、22、33、35、39、48 を、関係図表で行った PCT 34 条補正の内容と合致するように修正しました。)

以上

別紙

補正後の請求の範囲

1. 下記の工程を具備する分子構造を特定化する方法:

- テスト部位のアレーを形成し、各部位は特定の分子構造との結合の可能なプローブをその中に形成され、各テスト部位でのプローブが他のテスト部位のプローブとは異なり、各部位はその中に形成された電極を有し;
- テスト部位における電極に電気的試料物質を供給し;
- テスト信号をテスト部位に通じ; および
- プローブに対する分子構造の結合に直接起因する特性であって、送られた信号から生じるテスト部位の特性を検出することにより、何れのプローブが試料物質の分子構造に結合したかを判定して、多数の分子構造を識別する。

2. 請求項 1 の方法において、テスト信号が電気信号であり、且つ上記アレーを下記の工程で形成する:

- 基板の上の第 1 の層を形成し;
- 第 1 層の上に第 2 の層を形成し;
- 第 1 層の一部を露出する為に第 2 層中に第 1 層への開口を形成し; および
- 開口の中に 1 対の電極を形成して、この電極に上記テスト信号を送る。

3. 請求項 2 の方法において、上記 1 対の電極を形成する際に、開口が形成された後に第 2 層上にメタライジングを施し; 上記のメタライジングは、開口部の第 2 層の表面上に上部電極を、第 1 層の露出した部分に下部電極を形成する。

4. 請求項 3 の方法において、基板はシリコンを使用し、第 1 及び第 2 層はシリコンを主成分とする誘電体を使用する。

5. 請求項 4 の方法において、第 1 及び第 2 層は夫々 SiO₂ 及び

Si₃N₄ であり、メタライジングは Al、Ti、Pt、Fe、W、Ta、及びそれらの合金化物又は Al を用いる。

- 請求項 1 の方法において、上記検出の工程は、テスト部位の誘電体的特性を検出することを含む。
- 請求項 6 の方法において、電気信号を送る工程は、パルス化された又は周波数の変化する信号を送ることを含む。
- 請求項 1 の方法において、各テスト部位は、電気信号の周波数感度で共振性を持つ共振構造を用いて形成される。
- 請求項 8 の方法において、上記検出工程は、Q に於ける変化又は共振構造の共振周波数の変化の検出を含む。
- 請求項 1 の方法において、上記試料物質は電極又はゲルの中に仕る。

11. 試料物質の分子構造を特定化するための下記の要件を具備する装置:

- 試料物質を受け入れる為の基板上に形成されたテスト部位、しかも各テスト部位はそれの中に行及び列電極を形成されており、且つ各部位に於いてそれぞれの電極に延びる行及び列リードを持つ構造である;
- 分子構造に結合する為の上記テスト部位に形成されたプローブ;
- テスト部位の電極に電子信号を送る為の回路; 及び
- 何れのプローブが試料物質の分子構造に結合したかを判定する為に、テスト部位の電気的性質を検出する回路。

12. 請求項 11 の装置において、テスト部位の下に形成された抵抗のアレーを含む。

13. 請求項 11 の装置において、上記電極は、ベースから延びる多数の導電性フィンガを含む。

14. 請求項 13 の装置において、上記フィンガの間の間隔は約 30

- ミクソン末端である。
16. 請求項12の装置において、上記多数のフリンガの第1のものは、上記基板の中に形成された多数の凹部の上に配置され、上記多数のフリンガの第2のものは、上記第1フリンガの下の基板上に配置されている。
17. 請求項11の装置において、上記プローブが、触敏プローブ、液体プローブ又はペプチドプローブを含む複数の分イプローブを含む。
18. 試料物質中の分子構造の存在を断定する為の下記の条件を具備する装置：
- 試料物質を授け入れる為の基板上に形成されたテスト部位アレー；
 - 分子構造に結合する為のテスト部位に形成されたプローブ；及び
 - 多数の検出器を持つ検出器アレーを含む。
- 各検出器は該当のテスト部位に隣接して配置され、しかも放射は上記テスト部位を通して伝播し、且つ結合されたプローブを持つ部位ではプローブの結合されていないテスト部位とは異なる度合いで吸収され、さらに、この吸収度合いの差異は上記検出器により感知されて試料物質内の分子構造の存在を特定する為の信号を発生するために使用されている。
19. 請求項17の装置において、上記テスト部位アレーは、検出器アレーとは切り離すことの出来る使い捨て可能なプレートによって形成されている。
20. 請求項17の装置において、テスト部位アレーが、検出器アレーと一体的に形成されることにより、一体的な構造を形成する。
21. 請求項18の装置において、使い捨てプレートは石英、ガラス、プラスチック、A1O₃、又はポリイミドにより形成されている。

- の合成を誘発させる光源。
22. 請求項27の装置において、上記光が可視光領域にあり、且つ化学合成を生じさせるものである。
23. 請求項27の装置において、上記光源が、テスト部位等に正接されて局所的な合成を誘発させるレーザーである。
24. 請求項27の装置において、上記光源が、選ばれたテスト部位の局所的な加熱を誘発することにより、分子の熱合成を行わせるものである。
25. 請求項27の装置において、上記分子がポリシクロオキサドンを持つ。
26. 必要と場所分イプローブを合成する為の下記の条件を具備する装置：
- 反応すべき前駆体分子を含むテスト部位のアレー；
 - テスト部位アレーに隣接する部位に配置され、且つ各抵抗を該当のテスト部位の近傍に持つ抵抗のアレー；および
 - 各テスト部位に於いて、分子を合成する為の熱反応を誘発させるために、各抵抗を加熱する電流にも抵抗を接続する加熱手段。
27. 請求項28の装置において、上記テスト部位アレー及び抵抗アレーが一体化された構造として形成されている。
28. 必要と場所分イプローブを合成する為の下記の条件を具備する装置：
- 反応すべき前駆体分子を含むテスト部位のアレーを含む；
 - 各テスト部位は、該当のテスト部位に於いて分子を合成する反応を誘発する為の電流に接続された電極を含む。
29. 請求項24の装置において、アレー及び電極は、一体化された構造として形成されている。
30. 物質中の分子構造の存在を特定する為の下記の条件を具備する装置：

- も、
31. 請求項11の装置において、各テスト部位に於ける電極が、伝送ラインにより互いに接続されている。
32. 試料物質の中に分子構造の存在することを決定する為の下記の条件を具備する回路：
- 基板；
 - 上記基板に形成されている多数のテスト部位；
 - テスト部位の各々の中に形成されている電極；
 - 電極の各々に繋がるリード；
 - 該当のテスト部位に形成されるプローブであって、各テスト部位の上記プローブが構造的に異なり、且つ異なるテスト部位のプローブは該当の予め定められた分子構造との結合の為に異なる構造であるプローブ；
 - 各リードに電気信号を送り、結合した分子構造を有するテスト部位に電気信号が送られたときにのみ生じるテスト部位の電気的特性を検出する回路部分。
33. 請求項11の装置において、更に、上記電極の一つにトランジスタスイッチを介して接続されるアドレスリードを含む。
34. 請求項17の装置において、放射が、テスト部位に於ける、放射線、蛍光性又は化学発光性の現象により生成されている。
35. 請求項17の装置において、放射が、テスト部位の光子照射により励起された二次放射により生成されている。
36. 請求項17の装置において、放射が赤外線放射であり、且つ検出器は熱エネルギーを感知するものである。
37. 必要と場所分イプローブを合成する為の下記の条件を具備する装置：
- 合成されるべき分子を含むテスト部位のアレー；
 - 選ばれた部位に光を照射して、その選ばれた部位に於いて分子

- 上記物質の供給源；
 - 各種の分子と特定の形で結合する既知の分子を含む資源の多数の供給源；
 - 上記供給源の各々と上記物質とを選択的に混合する混合手段；および
 - 物質の中での既知の分子と分子構造との間の結合が、仮定された領域内で出現するのを検出する検出器。
37. 請求項36の装置において、検出器が光学的特性の変化を観察することにより結合を検出するものである。
38. 請求項36の装置において、検出器が電気的性質の変化を観察することにより結合を検出するものである。
39. 請求項36の装置において、多数の供給源が該当の毛細管に含まれ、しかも各毛細管は該当の供給源を上記物質の流れに接続するバルブを持つ。
40. 請求項39の装置において、上記毛細管およびバルブはシリコンに形成され、且つ1から10ミクロンの範囲の直径を持つ。
41. 分子構造を合成する為の下記の条件を具備する装置：
- テスト部位のアレー；
 - テスト部位の近傍に配置された化学反応体の供給源；
 - 該当のテスト部位に付随する電圧；および
 - 上記化学物質を該当のテスト部位に吸引する為、電圧を該当の電極に印加する手段。
42. 合成されたプローブとターゲット分子との間のハイブリット化を促す為の下記の条件を具備する装置：
- 多数の上記プローブを含むテスト部位のアレー；
 - 上記部位に付随する電極；
 - 上記部位に与えられたターゲット分子の供給源；および
 - 上記ターゲット分子を上記プローブに吸引する為、該当の電

極に電圧を印加する電圧源。

- 4 3. 請求項1の装置において、テスト部位が、基板の中に形成された凹部を含む。
- 4 4. 請求項4 3の装置において、凹部が、軌道を持つ表面を以って形成されている。
- 4 5. 請求項4 4の装置において、軌道を持つ表面が、液形である。
- 4 6. 請求項4 5の装置において、電極の表面も液形である。
- 4 7. 請求項1 5の装置において、下部に於ける電極フィンガと上部に於ける電極フィンガとの間の間隔は、ターゲットDNA分子の断端中の直径のオーダー（order）である。
- 4 8. 請求項6の方法において、誘電体特性が誘電率である。
- 4 9. 請求項1の方法において、検出される特性が電気的特性である。
- 5 0. 請求項1の方法において、試料物質が固体である。
- 5 1. 請求項8の装置において、共振構造は伝送ラインであり、且つライン上を伝播する信号の位相又は振幅に於ける変化が検出されるように構成されている。
- 5 2. 試料物質中の分子構造の存在を決定する為の下記の工程を具備する方法：
 - a) 特定の分子構造に結合するプローブが形成されているテスト部位のグレーを形成し；
 - b) 試料物質をテスト部位に供給し；
 - c) テスト部位を通過する放射を測定；および
 - d) プローブに結合する分子構造の存在を決定する為に、該等のテスト部位により吸収される放射の差異を検出する。
- 5 3. 請求項5 2の方法において、上記差異が、電荷結合素子（CCD）によって形成された検出器のグレーにより検出される。
- 5 4. 請求項5 3の方法において、検出器のグレーが、テスト部位の
- 6 7. 請求項6 6の方法において、選択的に除去される部分がレーザー刺激により除去される。
- 6 8. 基板の中に形成されたテスト部位にプローブを付着する為の下記の工程を具備する方法：
 - a) 基板の中にテスト部位を形成し；
 - b) プローブをテスト部位に付着させることの出来る接着材料をテスト部位に形成し；
 - c) 接着材料の上に保護コーティングを形成し；
 - d) 選ばれた部位に於ける保護コーティングを除去する反応を、選ばれた部位に於いて起こさせながら、保護除去剤をコーティングに接触させ；および
 - e) 保護を除去された部位にプローブを接触せしめて、プローブを接着材料に接着する。
- 6 9. 請求項6 8の方法において、プローブが予め合成され且つテスト部位が凹部から成り、接着材料はエポキシであり、保護コーティングはエポキシを加水分解することにより形成され、保護除去剤はアセタートのアルコール溶液であり、且つ反応は予め選ばれた部位に於いて部位を加熱することにより起きる。
- 7 0. 請求項6 8の方法において、反応は、選ばれたテスト部位を加熱する為にテスト部位に隣接して形成される抵抗に選択的に通電することにより、起きる。
- 7 1. 請求項7 0の方法において、選ばれないテスト部位は、所望の反応温度以上の温度に維持される。
- 7 2. 請求項6 8の方法において、上記反応が、選ばれた部位に光を用いて照射することにより起きる。
- 7 3. 請求項7 2の方法において、上記光線が可視光線又は紫外線であり、且つ光化学反応が起きる。
- 7 4. 請求項7 2の方法において、上記光線が、テスト部位内に定着

グレーと一体的に形成される。

- 5 5. 請求項5 3の方法において、検出器のグレーは、テスト部位のグレーから切り離して形成される。
- 5 6. 請求項5 3の方法において、上記検出器のグレーが上記テスト部位のグレーと整合し、且つ放射がテスト部位を通過して検出器グレーに向かう。
- 5 7. 請求項5 6の方法において、放射が、光子、又は放射性的素粒子の放射である。
- 5 8. 請求項5 2の方法において、放射が、テスト部位の中で、放射性、化学的、熱的、化学発光性又は蛍光性反応により生成される。
- 5 9. 請求項5 2の方法において、検出器は、結合反応が生じる際の熱エネルギーを検出する。
- 6 0. 請求項1 8の装置において、テスト部位が、グレートに形成された凹部の中に形成された電極を含む。
- 6 1. 請求項6 0の装置において、凹部部分の表面が肌理を持つ。
- 6 2. 請求項6 1の装置において、凹部が液形を持つ。
- 6 3. 請求項6 2の装置において、凹部の表面が肌理を持つ。
- 6 4. 請求項6 3の装置において、凹部が液形である。
- 6 5. 基板の中に形成されたテスト部位へのプローブの取り付け方の為の下記の工程を具備する方法：
 - a) 基板の中にテスト部位を形成し；
 - b) 上記プローブを検査する為の接着材料を上記テスト部位に形成し；および
 - c) 上記プローブを上記接着材料に接触させる。
- 6 6. 請求項6 5の方法において、不活性化層が接着材料を覆い、且つ不活性化層の一部が選択的に除去されることにより、プローブと接着材料との間の接触を選ばれた部位に起こす。

されて反応を引き起こすレーザーから発している。

- 7 5. 請求項7 2の方法において、上記光線が、テスト部位の局所的な加熱を誘発することにより反応を引き起こす。
- 7 6. 請求項7 2の方法において、上記光線は、選ばれた部位に光を投射する光弁により生成される。
- 7 7. 請求項7 2の方法において、光源が、選ばれた部位へ光を投射する光弁である。